



**Universidade de Aveiro** Departamento de Engenharia Mecânica  
Ano 2015

**ALEXANDRE JOSÉ  
LOPES BARCA**

**DESENVOLVIMENTO E PROJETO DE UM  
EXOESQUELETO ATIVO PARA PACIENTES COM  
PARAPARESIA-PARAPLEGIA**





**ALEXANDRE JOSÉ  
LOPES BARCA**

**DESENVOLVIMENTO E PROJETO DE UM  
EXOESQUELETO ATIVO PARA PACIENTES COM  
PARAPARESIA-PARAPLEGIA**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor auxiliar com agregação do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro





## **O júri / The jury**

Presidente / President

Prof. Doutor Francisco José Malheiro Queirós de Melo  
professor associado da Universidade de Aveiro

Vogais / Committee

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo  
professor auxiliar c/ agregação da Universidade de Aveiro (orientador)

Prof. Doutor Rui Jorge Dias Costa  
diretor da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro



## **Agradecimentos / Acknowledgements**

Quero aqui deixar os meus agradecimentos a todas as pessoas que contribuíram para que a realização deste trabalho fosse possível.

Agradeço ao Professor Doutor António Manuel Godinho Completo pela sua total disponibilidade, paciência e ajuda.

Aos membros do laboratório de desenvolvimento de produto e biomecânica da universidade de Aveiro pelo seu apoio e companhia.

Aos meus pais que me ajudaram na execução do meu trabalho.

À Inês pelo seu apoio ao longo desta etapa.



## palavras-chave

Exoesqueleto ativo, reabilitação, simulação numérica, Método de elementos finitos, desenvolvimento de projeto.

## resumo

A paraplegia traduz-se na perda de controlo e sensibilidade dos membros inferiores, impossibilitando o andar e dificultando permanecer sentado. Esta limitação dos membros inferiores tem como consequência o limite da movimentação dos indivíduos de forma independente, vindo assim comprometida a sua autonomia para as atividades pessoais e profissionais. Provavelmente, a maior limitação de uma pessoa com paraplegia é a sua própria casa, isto pelo facto de a maioria das casas não possuir as condições de acessibilidade e respetivos meios auxiliares de que estas se socorrem para minorar os problemas de locomoção. Tendo em consideração que o meio auxiliar mais utilizado é a cadeira de rodas, qualquer alteração ao nível da superfície de apoio da cadeira torna-se um entrave à acessibilidade destes pacientes, assim como à alteração da direção do movimento, na maioria das vezes incompatível com o espaço livre nos edifícios. Igualmente o facto de a pessoa estar na posição sentada, dificulta ou limita muito as suas atividades, já que grande parte das interfaces estão preparadas para uma postura ereta. Apesar destas limitações a cadeira de rodas continua a ser o meio auxiliar de locomoção mais utilizado por estes pacientes. Esta circunstância deve-se principalmente ao facto de não existirem reais soluções alternativas em termos de flexibilidade, facilidade de utilização, fiabilidade e custo.

Assim, foi objetivo da presente dissertação o desenvolvimento e projeto de um exoesqueleto ativo de baixo custo, que replique os princípios de funcionamento dos membros inferiores. Este consiste em estruturas mecânicas paralelas às pernas do indivíduo que, através da utilização de atuadores e de um sistema de controlo, possibilitam os movimentos dos três segmentos do membro inferior, para que estes gerem os movimentos necessários às diferentes atividades fisiológicas a desenvolver, tais como: caminhar, subir e descer escadas, sentar e levantar, garantindo simultaneamente a sustentação do corpo do indivíduo. Inicialmente foi realizada uma análise à anatomia e antropometria dos membros inferiores. Na etapa seguinte aplicou-se um processo estruturado de desenvolvimento de produto, onde foi realizada uma análise de mercado, a recolha e hierarquização das necessidades dos utilizadores, definição das especificações técnicas, desenvolvimento da matriz da qualidade, geração e seleção dos conceitos para as diferentes funções, estabelecida a arquitetura e modularidade, desenvolvida a análise de falhas e efeito cliente e análise de custos, concluindo com a modelação tridimensional do exoesqueleto. Posteriormente, realizou-se a verificação do correto dimensionamento dos elementos estruturais do exoesqueleto, através do método de elementos finitos, para diferentes condições de carga representativas da utilização diária do exoesqueleto, e procedeu-se à realização de um protótipo de aspeto à escala por um processo de prototipagem rápida e ao desenvolvimento dos princípios de controlo e comando do exoesqueleto.

O principal resultado deste trabalho é a materialização de toda a documentação técnica com os desenhos de montagem, conjunto e definição que permitem a industrialização e fabricação deste exoesqueleto de elevado potencial para indivíduos paraplégicos ou mesmo apenas com parte dos membros inferior, assim como, a sua utilização em ambientes de reabilitação de indivíduos com acidente vascular cerebral, que são em maior número do que aqueles com paraplegia e paraparésia, a um custo bastante competitivo relativamente às soluções disponíveis comercialmente.



## **keywords**

Powered exoskeleton, rehabilitation, numerical simulation, finite element method, project development.

## **abstract**

The paraplegia is the loss of control and sensitivity of the lower limbs, which restricts ambulatory function and difficult seated posture. This condition of the lower limbs consequently limits personal and professional activities in terms of autonomous individual mobility. Probably, the major limitation of someone with paraplegia, probably, his own house, since most of the houses aren't equipped with adequate accessibility and proper aid that help lessen locomotion problems. Considering the wheelchair the most used aid, any change in surface's slope becomes an obstacle to its user, similarly, tight spaces of buildings become a challenge to perform any manoeuvres in change of direction. Moreover the fact that a person is seated greatly hamper its user activities, since most of the activities require the standing position. Although its limitations, the wheelchair remains the main aid of movement used by patients. The main reason of this is the lack of a real alternative solution in flexibility, easy handling, reliability and price.

Hence, the main objective of this work is the design and development of an affordable powered exoskeleton, which replicates the principle of lower limb motion. This consists of a set of mechanical structures parallel to the legs, with actuators and control system that enables daily task movements to be performed, such as walking, go up and down stairs, standing and sitting, while insuring user body support. Initially was performed a study of lower limb anatomy and anthropometry. Then was applied the structured process of product development, was made a benchmark of existing products, a survey and rank of user requirements, set target technical specifications, quality function deployment, creation and assortment of concepts of the various functions, establish architecture and modularity, failure mode and effects analysis, estimate cost and computer aided design of exoskeleton tri-dimensional model. The dimensioning of the main structural components was verified through finite element method for the various load conditions related with expected daily use, then a scale model prototype was made by rapid prototyping technics and the principles of command and control of the exoskeleton were developed.

The main outcome of this work is the realization of all technical documentation with assembly, assembling and definition drawings to allow fabrication of this exoskeleton of high potential for paraplegic individuals or even with a missing part of the lower limb, as well rehabilitation environment of cerebrovascular accident individuals which are in greater numbers than paraplegia and paraparesis, at a highly competitive cost relatively to the available commercial solutions.





# Conteúdo

Lista de Tabelas .....	v
Lista de Figuras .....	vii
Capítulo 1 .....	1
Introdução .....	1
1.1 Enquadramento.....	1
1.2 Objetivo.....	3
1.3 Motivação.....	3
1.4 Organização.....	4
Capítulo 2 .....	5
Anatomia e antropometria dos membros inferiores .....	5
2.1 Anatomia .....	5
2.1.1 Anca .....	5
2.1.2 Joelho .....	6
2.1.3 Tornozelo .....	7
2.2 Antropometria .....	8
2.3 Biomecânica .....	10
2.3.1 Ciclo de marcha .....	11
2.3.2 Ativação dos músculos .....	16
2.3.3 Otimização da Marcha .....	18
2.3.4 Ciclo de subida e descida de escadas .....	19
2.3.5 Elevação da posição Sentado .....	22
Capítulo 3 .....	25
Processo de desenvolvimento do exoesqueleto .....	25

3.1	Benchmarking .....	25
3.2	Identificação das necessidades dos utilizadores.....	30
3.2.1	Listagem das necessidades.....	31
3.2.2	Diagrama de Mudge.....	32
3.2.3	Diagrama de Kano .....	33
3.3	Identificação das especificações técnicas.....	34
3.4	Matriz QFD .....	34
3.4.1	Desenvolvimento da Matriz QFD .....	35
3.4.2	Interpretação da matriz QFD .....	38
3.5	Geração e seleção de conceito.....	40
3.5.1	Decomposição de Funções.....	40
3.5.2	Geração de Conceitos .....	40
3.5.3	Seleção de conceitos .....	48
3.6	Arquitetura e modularidade do exoesqueleto.....	55
3.7	Modelação do exoesqueleto .....	62
3.7.1	Princípios gerais da modelação.....	62
3.7.2	Exoesqueleto na posição sentado .....	64
3.7.3	Exoesqueleto na posição ereta .....	64
3.7.4	Exoesqueleto na subida e descida de escadas .....	65
3.7.5	Protótipo físico.....	66
3.8	Design robusto.....	67
3.8.1	Análise de modo falha e efeito cliente .....	67
3.8.2	Análise de custos .....	70
Capítulo 4	.....	73
Projeto e dimensionamento mecânico	.....	73
4.1	Dimensionamento por MEF .....	73
4.1.1	Materiais e métodos .....	73

4.1.2 Resultados e discussão .....	80
4.2 Documentação técnica.....	85
4.2.1 Desenhos de montagem .....	85
4.2.2 Desenhos de conjunto .....	86
4.2.3 Desenhos de definição .....	88
Capítulo 5 .....	89
Controlo e comando do exoesqueleto.....	89
Capítulo 6 .....	93
Conclusões e trabalhos futuros .....	93
6.1 Conclusões .....	93
6.2 Trabalhos futuros.....	94
Capítulo 7 .....	97
Referências .....	97
Anexos.....	101
Anexo A – Matriz QFD.....	101
Anexo B – Desenho de conjunto .....	103
Anexo C – Desenho de Montagem.....	105
Anexo D – Desenhos de Definição.....	107



## Lista de Tabelas

Tabela 1- Distribuição das alturas norte-americana [4].....	8
Tabela 2 - Antropometria da população trabalhadora portuguesa adaptado [3].....	9
Tabela 3- Distribuição das amplitudes dos segmentos [4] .....	10
Tabela 4- Atividade ao longo do ciclo de marcha [5] .....	11
Tabela 5 – Atividade muscular dos membros inferiores durante a marcha adaptado [5]17	
Tabela 6- Valores e reações nas articulações da perna esquerda .....	24
Tabela 7 - Comparações principais dos exoesqueletos .....	29
Tabela 8- Requisitos do utilizador e respectiva designação .....	31
Tabela 9- Diagrama de Mudge .....	32
Tabela 10- Especificações técnicas .....	34
Tabela 11- QFD, Matriz de relações entre os requisitos do produto e do cliente .....	36
Tabela 12- QFD, análise competitiva .....	37
Tabela 13- QFD, Matriz de correlações entre os requisitos do projeto .....	37
Tabela 14- QFD, análise de concorrência .....	38
Tabela 15- QFD, características esperadas para o projeto.....	38
Tabela 16- Vantagens e desvantagens do sistema de apoio .....	42
Tabela 17 - Vantagens e desvantagens da montagem direta e lateral .....	43
Tabela 18- Vantagens e desvantagens dos sistemas de ajuste.....	44
Tabela 19- Vantagens e desvantagens do tipo de atuador .....	45
Tabela 20 - Vantagens e desvantagens das redutoras existentes .....	46
Tabela 21- vantagens e desvantagens das configurações laterais de redutora e motor ..	47
Tabela 22- Vantagens e desvantagens entre tipo de células .....	48
Tabela 23- Matriz de decisão de apoios .....	49
Tabela 24- Matriz de decisão da disposição dos motores .....	50
Tabela 25- Matriz de decisão do sistema de ajuste .....	50
Tabela 26- Matriz de decisão do tipo de atuador.....	51
Tabela 27- Matriz de decisão do tipo de redução.....	51
Tabela 28- Matriz de decisão do acionamento .....	52
Tabela 29- Matriz de decisão da bateria.....	53
Tabela 30- Módulos principais do exoesqueleto .....	56
Tabela 31- Análise de modo falha e efeito .....	68

Tabela 32 - Orçamento de componentes normalizados.....	70
Tabela 33 - Orçamento de peças feitas por medida.....	71
Tabela 34- Propriedades dos materiais utilizados nas simulações .....	74
Tabela 35 – Casos Elementos e contactos das simulações .....	79
Tabela 36- Valores dos componentes dos casos das simulações em MPa .....	84

## Lista de Figuras

Figura 1- Representação anatômica da anca a) e os seus ligamentos. b) vista anterior. c) vista posterior. Adaptado [1] .....	6
Figura 2 - Articulação do joelho. Adaptado [2].....	7
Figura 3 - Articulação do Tornozelo, vista lateral. Adaptado [1].....	8
Figura 4- Comprimentos relativos à altura do indivíduo dos membros inferiores [4] .....	9
Figura 5- Ciclo de marcha [4].....	12
Figura 6- Ângulo das articulações relativamente à marcha, adaptado [4].....	13
Figura 7- Momentos na articulação relativamente à marcha, adaptado [7].....	14
Figura 8 - Potências desenvolvidas nas articulações adaptado [7].....	15
Figura 9 - Forças de reação do solo ao longo do ciclo de marcha adaptado [7].....	16
Figura 10- Principais músculos dos membros inferiores [9].....	17
Figura 11- Deslocamento do centro de massa na marcha a depender da distância entre pés, (a) maior deslocamento com os pés afastados. (b) menor deslocamento com os pés juntos [7].....	19
Figura 12- Reação ao solo no ciclo das escadas adaptado [10].....	20
Figura 13- Ângulos dos segmentos do ciclo das escadas adaptado [10].....	21
Figura 14- Momentos do ciclo das escadas adaptado [10].....	21
Figura 15- Potencia desenvolvida no ciclo das escadas adaptado [10] .....	22
Figura 16 – Momentos máximos nas articulações durante elevação de uma cadeira e a influência da posição dos membros inferiores adaptado [14] .....	23
Figura 17- Esquema utilizado para os cálculos da posição sentado .....	24
Figura 18 - Exoesqueletos existentes no mercado, da esquerda para a direita, Rex, Indego, Ekso GT, H.A.L. ReWalk, X1.....	26
Figura 19 - Diagrama de Kano .....	33
Figura 20 - Matriz QFD.....	35
Figura 21- Diagrama de funções do exoesqueleto.....	40
Figura 22- Desenhos de conceito da forma e disposição da estrutura do exoesqueleto .	41
Figura 23- Desenho de conceito relacionado com a capacidade de ajuste do exoesqueleto .....	41
Figura 24- Desenho de conceito de colocar o conjunto de motorização de forma lateral .....	42

Figura 25- Desenho de conceito do sistema de ajuste dos segmentos do exoesqueleto.	44
Figura 26- Desenho de conceito da disposição da redutora (R) e o motor (M) .....	46
Figura 27- Desenho do conceito da bateria .....	47
Figura 28- Vários tipos de segmentos propostos, deslocamento máximo à direita em milímetros.....	54
Figura 29- Perfis complexos versus simples, deslocamento máximo à direita em milímetros.....	54
Figura 30- Módulo das costas com os seus componentes principais .....	57
Figura 31- pormenor do trinco da bateria.....	57
Figura 32- Módulo da anca, sistema de transmissão de potência biela manivela .....	58
Figura 33- Pormenor do trinco dos segmentos ajustáveis .....	59
Figura 34- Módulo do sistema da articulação do joelho .....	59
Figura 35- Pormenor do acoplador do motor com a redutora .....	60
Figura 36- Módulo do tornozelo com a mola com o sistema de ajuste no tornozelo.....	61
Figura 37 - modelação CAD no programa Catia v5.....	62
Figura 38 - Pormenor da modelação a) corte da anca b) sensor da anca.....	63
Figura 39 - pormenores da modelação a) acoplador do motor b) tirante de transmissão de potência.....	63
Figura 40- imagens foto realística sentado e visto de cima.....	64
Figura 41- imagens foto realística ereto, visto de frente e visto de trás .....	65
Figura 42- imagens foto realística a subir escadas .....	66
Figura 43 - Protótipo físico do exoesqueleto.....	67
Figura 44- Gráfico de convergência da malha.....	75
Figura 45 - a) caso de contacto inicial b) caso da perna em fase de balanço.....	77
Figura 46- casos de binário máximo: a) anca b) joelho c)tornozelo .....	78
Figura 47- Tensão de von Mises da simulação estrutural da carga contacto inicial .....	80
Figura 48- Tensão de von Mises da simulação estrutural carga na perna fletida em balanço .....	81
Figura 49- Tensão de von Mises da simulação estrutural binário máximo no joelho....	82
Figura 50- Tensão de von Mises da simulação estrutural binário máximo na anca.....	83
Figura 51- Tensão de von Mises da simulação estrutural binário máximo no tornozelo	83
Figura 52- Desenho de montagem dos componentes principais do exoesqueleto .....	86
Figura 53 - Vistas principais do exoesqueleto com o atravancamento em milímetros ..	87
Figura 54- Desenho de conjunto em corte da anca (1) e tornozelo (2) .....	88



Figura 55- Diagrama dos componentes elétricos .....	90
Figura 56- Disposição dos componentes elétricos .....	91
Figura 57- Exemplo do sistema na muleta de forma explodida .....	92



# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Enquadramento

A Paraparesia é a perda parcial das funções motoras dos membros inferiores. Difere de paraplegia que é a paralisia completa dos membros inferiores ou superiores. A paraplegia, tal como a tetraplegia, é resultante de uma lesão medular. A paraplegia traduz-se na perda de controlo e sensibilidade dos membros inferiores, impossibilitando o andar e dificultando permanecer sentado. Normalmente, as lesões que resultam em paraplegia situam-se ao nível da coluna dorsal ou coluna lombar sendo que, quanto mais alta for a lesão, maior será a área de impacto, abrangendo o controlo e sensibilidade, uma vez que a medula é afetada. Após uma lesão medular da qual resulta paraplegia é possível que os membros afetados deixem de receber permanentemente qualquer tipo de estímulo, tornando os músculos flácidos, o que acarreta uma acentuada diminuição de massa muscular. Em determinados casos ocorre um fenómeno denominado espasticidade o qual ainda não é totalmente compreendido pela comunidade científica. Este fenómeno mantém os músculos ativos através de movimentos involuntários, que se tornam-se incómodos para o paciente e limitam a vida ativa, podendo até impossibilitá-la. Muitas doenças ou acidentes que afetam o cérebro ou a medula espinhal podem provocar paraplegias.

A limitação ou impossibilidade de movimento dos membros inferiores é a principal limitação física da Paraparesia ou Paraplegia. Esta limitação dos membros inferiores tem como consequência a limitação da movimentação dos indivíduos de forma independente, vendo assim limitada a sua autonomia para as suas atividades pessoais e profissionais. Provavelmente, a maior limitação que uma pessoa com Paraparesia ou Paraplegia é a sua própria casa, uma vez que a maioria das casas não possui as condições de acessibilidade para as pessoas e respetivos meios auxiliares de que estas se socorrem para minorar os problemas de locomoção.

Tendo em consideração que o meio auxiliar mais utilizado é a cadeira de rodas, qualquer alteração ao nível da superfície de apoio da cadeira torna-se um entrave à acessibilidade destes pacientes, assim como a alteração da direção do movimento, que exige um raio de manobra/viragem elevado, e na maioria das vezes incompatível com o

espaço livre nas arquiteturas encontradas nos edifícios. Igualmente, o facto de a pessoa estar na posição sentada, dificulta ou limita muito as atividades a desenvolver, já que grande parte das interfaces estão preparadas para uma postura em pé. Apesar destas limitações associadas à cadeira de rodas, esta continua a ser o meio auxiliar de locomoção mais utilizado por estes pacientes, uma vez que não existem soluções alternativas em termos de flexibilidade, facilidade de utilização, fiabilidade e custo. Assim, por forma a reduzir as limitações da cadeira de rodas em termos de acessibilidade e postura, é de todo conveniente o desenvolvimento de novas soluções e equipamentos que possam minimizar estas limitações mantendo todas as outras vantagens das cadeiras de rodas. Nos últimos anos têm surgido alternativas à cadeira de rodas, como o desenvolvimento de soluções como os exosqueletos. Estes dispositivos foram concebidos inicialmente para utilização militar, permitindo a redução do esforço muscular dos militares, e o transporte de cargas mais elevadas. Mais recentemente, foram desenvolvidos exosqueletos ativos, ou seja, motorizados, para indivíduos com paraplegia. A EKSO Bionics é uma das empresas pioneiras neste campo, desenvolvendo soluções que procuram aumentar a capacidade e mobilidade humana. Em 2010 estreou-se com o eLEGS, um exosqueleto biónico inteligente que permite que os indivíduos paraplégicos se possam levantar e andar. Outro destes dispositivos é o exosqueleto robótico Rex, o qual permite que os indivíduos se possam levantar e andar, o que lhes consente mais autonomia. Possibilita a mobilidade sem dor, na posição vertical. Este exoesqueleto concede ainda ao utilizador a possibilidade de se sentar, levantar, andar e virar com facilidade, subir e descer escadas e não necessita de apoio de muletas. O ReWalk é outro exosqueleto, atualmente aprovado pela FDA para comercialização. Foi projetado, não apenas para utilizadores de cadeiras de rodas, mas também para pessoas com pernas debilitadas por operações ou outros problemas. Permite sentar, virar e subir escadas, e é fabricado por medida.

O propósito de utilizar exosqueletos em alternativa às soluções convencionais, nomeadamente as cadeiras de rodas, é proporcionar ao paciente a possibilidade de caminhar ereto, realizar tarefas vulgares como cozinhar, alcançar objetos em lugares elevados e, sobretudo, aumentar a independência do indivíduo no seu dia-a-dia. Contudo, embora estas tecnologias já estejam no mercado, os seus custos ultrapassam os 80 000€, o que limita grandemente a acessibilidade a este tipo de equipamento, pelo que há a necessidade de desenvolver soluções que possibilitem liberdade e conforto aos utilizadores por um preço adequado, para que este possa ser adquirido pelas instituições e pelo público ao qual este equipamento se destina.

## 1.2 Objetivo

Neste trabalho pretende-se desenvolver e projetar um exosqueleto ativo de baixo custo que replique os princípios de funcionamento dos membros inferiores. Pretende-se que este produto consista em estruturas mecânicas paralelas às pernas do indivíduo que, através da utilização de atuadores e de um sistema de controlo, possibilitam os movimentos dos três segmentos do membro inferior de forma a estes gerarem os movimentos necessários às diferentes atividades fisiológicas a desenvolver tais como: caminhar, subir e descer escadas, sentar e levantar, garantindo simultaneamente a sustentação do corpo do indivíduo.

Este exoesqueleto deve ir ao encontro das principais necessidades expressas pelos seus potenciais utilizadores. O produto a desenvolver deve ser uma real alternativa às cadeiras de rodas que são utilizadas convencionalmente e garantir, simultaneamente, flexibilidade, facilidade de utilização, fiabilidade e um custo acessível aos utilizadores.

Estes são os verdadeiros desafios deste projeto.

## 1.3 Motivação

A motivação para a realização da presente dissertação reside no contributo que a engenharia, e em particular a engenharia mecânica, pode oferecer aos pacientes com patologias limitadoras dos movimentos dos membros inferiores, na redução do impacto da sua condição na sua autonomia e qualidade de vida. A principal convicção é que as competências na área da engenharia mecânica, em especial na área do desenvolvimento de produto e projeto mecânico, associadas às competências na área da automação, são fundamentais para a conceção de mecanismos mais bem adaptados às necessidades particulares destes indivíduos, do ponto de vista do *design* estrutural e de funcionamento.

Assim, este trabalho de dissertação representa um impulso e oportunidade única de aplicar os conhecimentos e as ferramentas da engenharia mecânica ao serviço de quem mais precisa, neste caso em particular, aqueles que, por diferentes motivos, viram a sua mobilidade limitada, procurando assim uma solução de engenharia que responda às vantagens da locomoção ereta com o máximo de funcionalidade e conforto, a um custo que deixe de ser uma solução para alguns, mas sim uma oportunidade para todos.

## 1.4 Organização

Esta dissertação encontra-se estruturada em 6 capítulos. No primeiro capítulo é feita uma introdução ao trabalho e serve como guia do mesmo. No capítulo 2 mostra-se uma análise das atividades do dia-a-dia que o exoesqueleto tem de replicar, considerando a análise das forças e amplitudes envolvidas nos respetivos movimentos. Neste capítulo também é estudada antropometria dos indivíduos, analisando as dimensões dos membros inferiores e a massa corporal dos possíveis utilizadores do exoesqueleto. No capítulo seguinte (capítulo 3) procede-se à estruturação do processo de desenvolvimento do exoesqueleto. Aqui são comparados os exoesqueletos já existentes, determinando quais os seus pontos fortes e características únicas. São identificadas as necessidades do utilizador, que são posteriormente hierarquizadas utilizando as metodologias de desenvolvimento do produto. Neste estudo são avaliadas várias soluções e conceitos de produto para desenvolver o exoesqueleto. Por fim, é analisada a robustez do *design* obtido. No capítulo 4 procede-se ao projeto e dimensionamento mecânico dos principais elementos estruturais do exoesqueleto. São simulados os componentes estruturais do exoesqueleto pelo método de elementos finitos, e validada a sua resposta às cargas aplicadas pelo utilizador. Apresentam-se alguns pormenores do exoesqueleto na documentação técnica contida nos anexos. No capítulo 5 faz-se uma breve referência ao projeto de controlo e comando do exoesqueleto, sendo discutidos os componentes elétricos constituintes do exoesqueleto, essenciais para o seu funcionamento. No último capítulo (capítulo 6) são estabelecidas as principais conclusões do trabalho realizado. Sugerem-se os trabalhos complementares a desenvolver no futuro.

## *Capítulo 2*

# **Anatomia e antropometria dos membros inferiores**

No projeto de um exoesqueleto é preciso ter em conta as formas e as dimensões dos membros inferiores. É necessário adequar a geometria do exoesqueleto à maioria dos indivíduos, utilizando para o efeito valores médios antropométricos da população.

### **2.1 Anatomia**

Os membros inferiores são constituídos por vários segmentos divididos pelas articulações. Estas articulações são conhecidas como a anca, o joelho e o tornozelo e os segmentos por coxa, perna e pé, que desenvolvem os seus principais movimentos no plano sagital.

#### **2.1.1 Anca**

A anca é uma das articulações mais estáveis do corpo humano. É uma articulação do tipo esfera e cavidade esférica, cuja configuração permite grande estabilidade pela inserção da cabeça do fémur, esfera, no acetábulo, a cavidade que se encontra no íliaco. Esta articulação possui 3 graus de liberdade de movimento, no plano sagital, flexão/extensão, no plano frontal, abdução/adução, e no plano transversal, rotação externa e interna. Como é possível ver na Figura 1, estão apresentados os ligamentos principais da anca para a sua estabilização. Estes ligamentos servem para incrementar a estabilidade da articulação e estão dispostos numa forma espiral, estrangulando a articulação no momento da sua extensão. Esta extensão da anca aplica tensão nos ligamentos e estes empurram a cabeça do fémur contra o acetábulo resultando no aumento da estabilidade da anca. Os principais ligamentos que constituem a articulação da anca são íliaco-femoral, pubofemoral e isquiofemoral. Os principais músculos da articulação da anca são o glúteo máximo, íliaco e psoas.

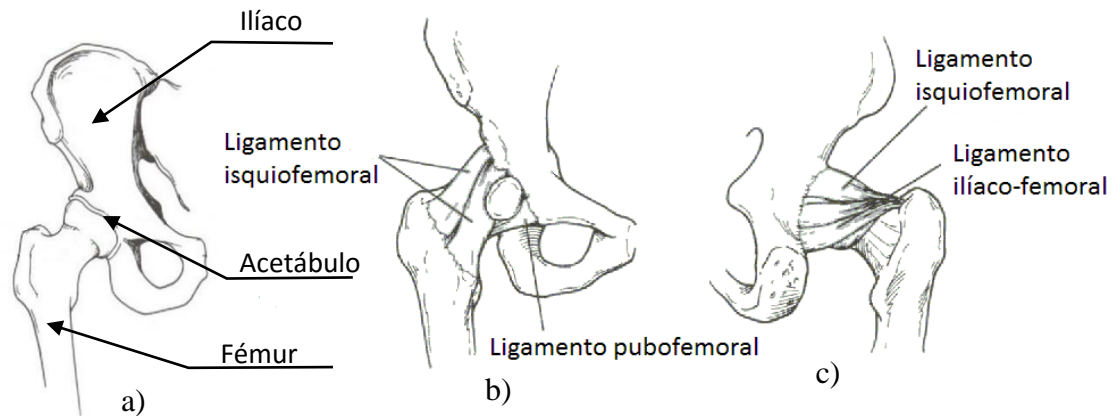


Figura 1- Representação anatômica da anca a) e os seus ligamentos. b) vista anterior. c) vista posterior. Adaptado [1]

### 2.1.2 Joelho

A articulação do joelho é a maior articulação do corpo humano. É uma articulação do tipo dobradiça modificada constituída pelo fémur, tíbia e patela. Esta possui 2 graus de liberdade, rotação e deslizamento no plano sagital. O joelho é uma dupla articulação, constituída pela tibiofemoral e patelo-femoral, como é possível ver na Figura 2. O joelho possui vários ligamentos para ajudar a reforçar e estabilizar a articulação, tendo como principais os ligamentos patelar, colaterais e cruzados. O ligamento patelar é um forte e espesso ligamento que faz a ligação entre a patela e tíbia. A principal função deste ligamento é a transmissão de movimento proveniente do músculo quadríceps para a atuação da articulação do joelho. Os ligamentos colaterais servem maioritariamente para estabilizar o joelho no plano frontal. Estes ligamentos estão tensos quando o joelho está completamente extenso mas, ao fletir o joelho, estes ligamentos distendem, permitindo a rotação do joelho. Os ligamentos cruzados fazem parte das estruturas intra-articulares contidas na articulação do joelho. Os ligamentos cruzados são um par de ligamentos que estão dispostos de forma cruzada que se assemelha a um “X”. Estes servem para estabilizar a articulação numa grande amplitude de movimento, limitando o deslocamento no plano sagital. Os principais músculos são o quadríceps femoral, reto femoral e o ísquio tibiais.



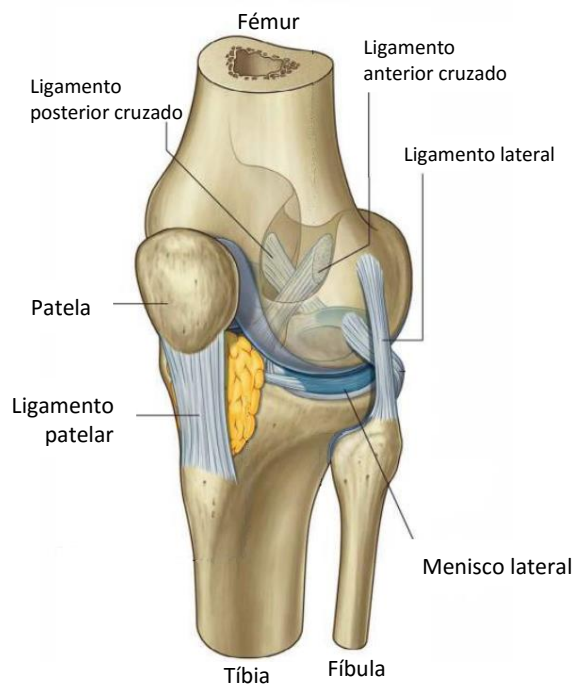


Figura 2 - Articulação do joelho. Adaptado [2]

### 2.1.3 Tornozelo

A articulação do tornozelo é uma articulação do tipo dobradiça modificada uniaxial, que se situa entre a zona distal da tíbia e a fíbula, e a parte superior do tálus. Esta articulação permite, principalmente, movimentos de plantarflexão e dorsiflexão. A articulação do tornozelo assume 3 graus de liberdade quando em conjunto com os ossos do maléolo. No total o tornozelo possui movimentos de abdução/adução, inversão/eversão e plantarflexão/dorsiflexão. O tornozelo é suportado por fortes ligamentos colaterais, como se apresenta na Figura 3. Estes ligamentos encontram-se divididos em 3 grandes grupos de ligamentos, o anterior talofibular, o posterior talofibular e o calcâneo-fibular. O pé em conjunto com o tornozelo forma um mecanismo biológico flexível e estável, cujas principais funções são a propulsão e o suporte. Os principais músculos envolvidos são o tibial anterior, tríceps sural e o gastrocnémio.

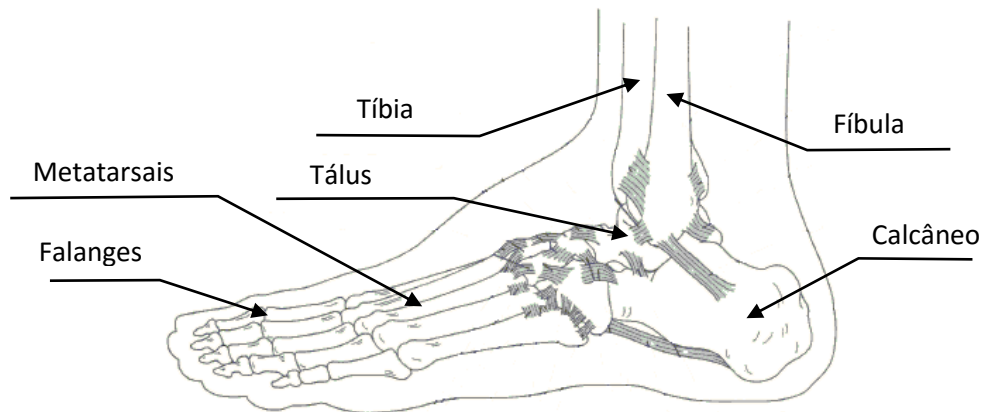


Figura 3 - Articulação do Tornozelo, vista lateral. Adaptado [1]

## 2.2 Antropometria

A antropometria é a ciência que estuda as dimensões do corpo. Este pode ser dividido em vários segmentos, que são depois medidos para registar as suas diferenças.

Pelo estudo da antropometria é possível observar as diferenças físicas dentro de uma população. Considerando as diferenças de género, idade ou outros fatores, é fácil compreender que a distribuição das dimensões de uma população podem apresentar intervalos muito abrangentes. Assim, dada a variabilidades das dimensões, é necessário desenvolver produtos versáteis, para que estes se adequem ao maior número de indivíduos possível

Exemplificando, na Tabela 1 é possível observar os valores médios da altura da população norte-americana com 40 anos, compreendidos entre o percentil 5 e 95, e para ambos os géneros. Esta distribuição tem uma média de 1,799m para o género masculino e 1,570m para o género feminino, e o intervalo incluído pelos percentis 5 e 95 abrange 90% de toda a população. Contudo, a população portuguesa possui uma distribuição de altura diferente da distribuição da população norte-americana, sendo a nossa estatura média do género masculino de apenas 1,690m. A altura média da população masculina portuguesa é também inferior à de outros países da união europeia, como o Reino Unido, Polónia e Holanda, cujas alturas médias dos indivíduos são de respetivamente, 1,740m, 1,695m e 1,795m [3].

Tabela 1- Distribuição das alturas norte-americana [4]

	Percentil		
Altura (m)	5%	50%	95%
Masculino	1,697	1,799	1,900
Feminino	1,489	1,570	1,651

Com o estudo desenvolvido por Barroso *et al.* que envolveu portugueses trabalhadores entre os 17 e 65 anos, presente na Tabela 2, é possível observar várias medidas e pesos da população portuguesa que demonstra que a estatura da nossa população ainda não atingiu o máximo potencial. Uma das justificações para o facto da população portuguesa ser baixa é não ter usufruído do nível de vida experienciado por outras populações em tempos passados [3].

Tabela 2 - Antropometria da população trabalhadora portuguesa adaptado [3]

	Dimensões	Média	Desvio padrão	Percentil			
				1%	5%	95%	99%
Masculino	Altura do joelho [mm]	525	30	455	475	575	595
	Altura [mm]	1690	76	1514	1566	1814	1866
	Espessura da coxa [mm]	175	17	134	146	204	216
	Peso [Kg]	74	11	48	56	92	100
Feminino	Altura do joelho [mm]	480	27	416	435	525	544
	Altura [mm]	1565	66	1411	1456	1674	1719
	Espessura da coxa [mm]	165	15	130	140	190	200
	Peso [kg]	64	10	41	48	80	87

Num estudo mais específico, é possível dividir os membros inferiores nos seus constituintes, a coxa, a perna e o pé e atribuir peso dos segmentos relativamente à massa do corpo do indivíduo, a coxa com 10%, a perna com 4,65% e o pé com 1,45% do peso total [4].

A Figura 4 apresenta os comprimentos relativos à altura do indivíduo dos segmentos dos membros inferiores. No processo de desenvolvimento de um exoesqueleto para os membros inferiores é necessário contabilizar as amplitudes das articulações, para parametrizar os movimentos exigidos para o exoesqueleto.

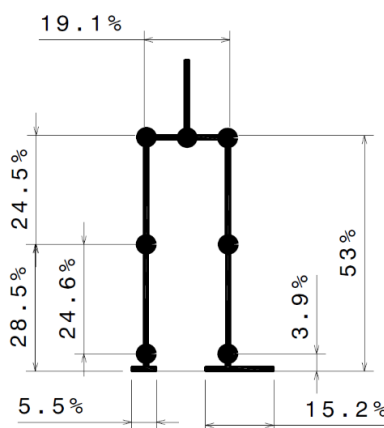


Figura 4- Comprimentos relativos à altura do indivíduo dos membros inferiores [4]

Na Tabela 3 é possível observar as amplitudes, em graus, das articulações dos membros inferiores de indivíduos saudáveis. Porém, para realizar os movimentos de subida e descida de escadas, levantar e sentar, e de marcha, não é necessário a amplitude de movimento total descrita para o bom funcionamento do exoesqueleto.

*Tabela 3- Distribuição das amplitudes dos segmentos [4]*

Amplitudes (°)		Percentil			
		Homens		Mulheres	
		5	95	5	95
<b>Anca</b>	Flexão	116,5	148	118,5	145
	Hiperextensão	45	45	45	45
<b>Joelho</b>	Flexão	118,4	145,6	125,2	145,2
<b>Tornozelo</b>	Plantarflexão	36,1	79,6	44,2	91,1
	Dorsiflexão	8,1	19,9	6,9	17,4

## 2.3 Biomecânica

A biomecânica é a ciência que estuda o movimento mecânico dos seres vivos. Através desta ciência surge o conceito do exoesqueleto como forma de recuperar os movimentos perdidos pelas pessoas que sofrem de paraparésia e paraplegia. Contudo, até ao momento, é impossível restaurar todas as atividades do quotidiano pelo que o desenvolvimento de exoesqueletos apresenta-se hoje focado em atividades essenciais: como a marcha, subir e descer escadas, levantar e sentar. Por este motivo, o estudo destes movimentos essenciais apresenta-se detalhado de seguida.

A marcha é a atividade primária para o deslocamento. Esta é realizada principalmente pelos membros inferiores que, por sua vez, são animados pelos músculos. Existem vários fatores que influenciam o ciclo de marcha do ser humano e que permitem que a sua locomoção seja eficiente. Clarificando, entre estes fatores inclui-se o movimento dos segmentos dos membros inferiores, o movimento da pelve, a flexão e extensão da perna e a distância entre os pés. As escadas são um componente muito comum em edifícios, e um grande obstáculo para os utilizadores de cadeiras de rodas, sendo necessário o estudo do ciclo de escadas para determinar as diferenças entre o ciclo de marcha. Por fim, apresenta-se o requisito para a marcha, nomeadamente levantar de uma posição de descanso para atingir a posição ereta.

### 2.3.1 *Ciclo de marcha*

O ciclo de marcha é um dos movimentos mais comuns do quotidiano do ser humano. Este ciclo é dividido em duas partes, a fase de apoio e a fase de balanço. O ciclo inicia quando existe o contacto do calcanhar do pé direito no chão. A fase de apoio começa com o contacto do calcanhar no chão, seguindo-se uma transferência de carga para o pé e termina com a impulsão deste feita pelos dedos. Por outro lado, a fase de balanço consiste em deslocar o pé para preparar o próximo contacto com o chão. Este movimento é semelhante a um pêndulo conservando assim energia. Na Figura 5 é possível observar o ciclo com o destaque da perna direita. De notar que existe, numa parte do ciclo, um contacto duplo com o solo, os dois membros inferiores estão em contacto simultâneo com o chão. Durante o ciclo de marcha o membro inferior realiza várias atividades complexas muito características, ao longo de cada fase. Na Tabela 4 separam-se as principais atividades pela percentagem do ciclo de marcha, que possui normalmente uma duração cíclica de 1,0 a 1,2s e com uma velocidade de 0,9 a 1,8m/s.

No ciclo de marcha existem movimentos nos 3 planos de referência anatómica. No entanto, o maior deslocamento dos membros está orientado segundo o plano sagital. Deste modo, para caracterizar os ângulos descritos pelas articulações durante este ciclo, é de interesse estudar aqueles que ocorrem no plano sagital.

*Tabela 4- Atividade ao longo do ciclo de marcha [5]*

Fase	% do ciclo	Atividade
<b>Apoio</b>	0 – 12	Início do ciclo com o apoio do calcâneo e transferência de peso para o pé
	12 – 50	Apoio único do pé e o centro de massa move-se para a frente
	50 – 62	Impulso do pé com a preparação para fase de balanço e contacto com o pé colateral
<b>Balanço</b>	62 – 75	Após a descolagem do pé existe o balanço inicial, neste balanço compreende a liberdade de movimento do pé sem contacto com o chão
	75 – 85	Na fase média do balanço o pé avança á frente do corpo
	85 – 100	Fase final de balanço, o membro desacelera para preparar o novo contacto com o solo e transferência de peso

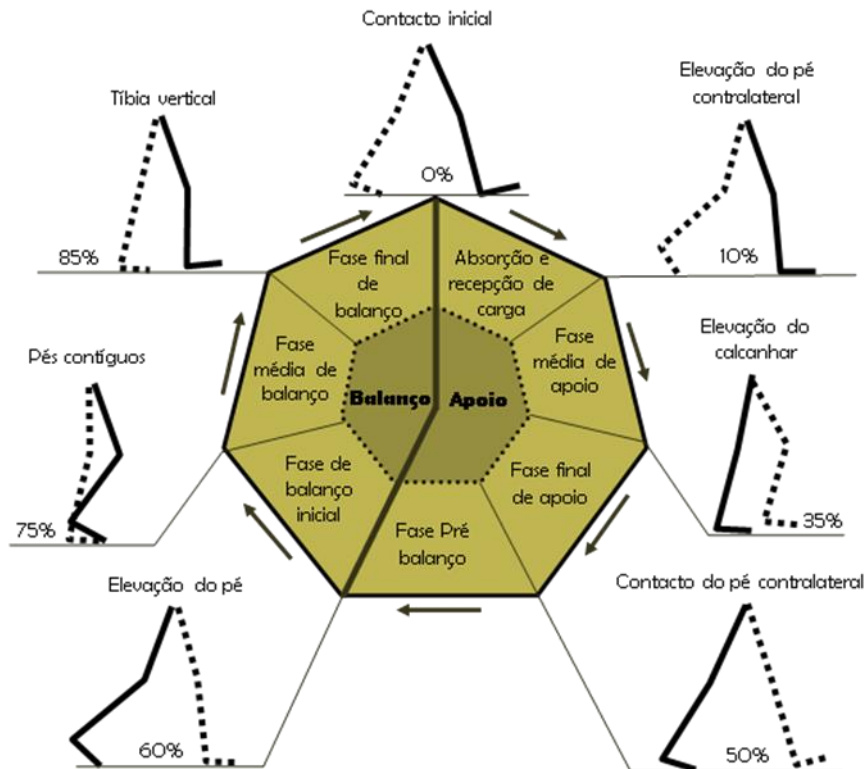


Figura 5- Ciclo de marcha [4]

A Figura 6 apresenta os ângulos das articulações do membro inferior, medidos em graus. O ângulo descrito pela articulação da anca no plano sagital é medido entre a pelve e o fêmur. Considera-se  $0^\circ$  quando a pessoa está na posição ereta, apesar de não corresponder ao ângulo real da articulação. No caso do joelho, o ângulo no plano sagital considerado é composto pelo fêmur e a tíbia, tido como  $0^\circ$  quando estes se encontram alinhados.

O ângulo no plano sagital da articulação do tornozelo é formado pela tíbia e o alinhamento do pé e é contabilizado por convenção como  $0^\circ$  quando este perfaz  $90^\circ$  com o chão. Todo o movimento dos membros inferiores durante a marcha é considerado simétrico, pelo que as suas diferenças são negligenciáveis.

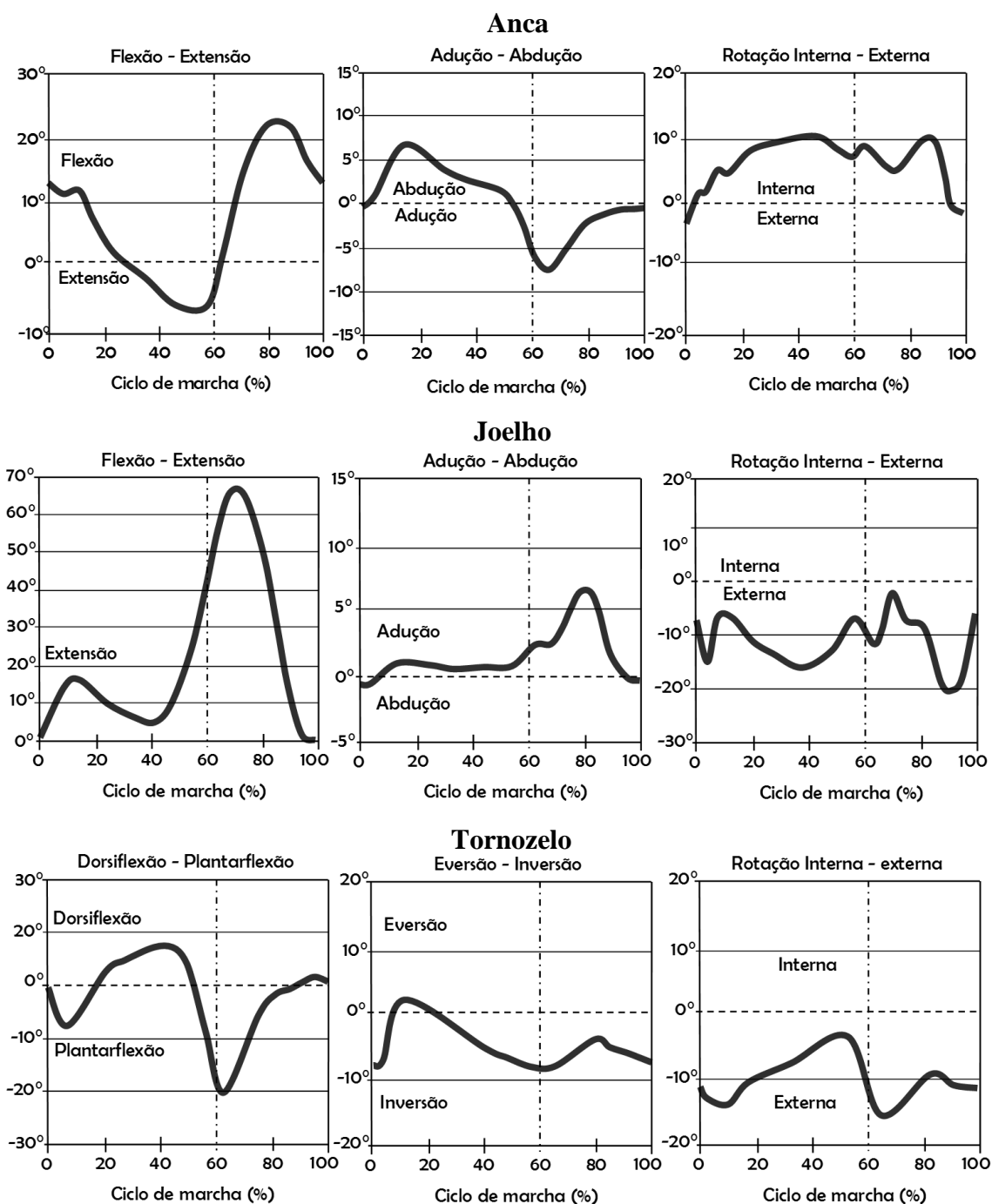


Figura 6- Ângulo das articulações relativamente à marcha, adaptado [4]

Os gráficos da Figura 7 e Figura 8 e Figura 9 mostram os momentos, potências e força de reação no solo do membro inferior.

Estes gráficos foram obtidos ao analisar os movimentos dos membros em ensaios experimentais, nos quais estes são instrumentados por via de giroscópios, utilizando vídeo e placas de pressão para saber as suas posições dos membros ao longo do tempo, assim como as forças aplicadas. A velocidade média para estas medições do ciclo de marcha foi

de 1.70 m/s. Os momentos aplicados em cada articulação foram calculados pela análise da cinemática, antropométrica e reações ao solo. A velocidade da marcha influencia fortemente os momentos aplicados nas articulações. Consequentemente, as potências necessárias para marcha também dependem da velocidade [6]. Com o aumento da cadência do ciclo de marcha, começam a aparecer picos na flexão do joelho durante a fase de apoio, devido à absorção do choque no contacto com o chão. Na Figura 7 apresentam-se os momentos internos específicos nas articulações em N.m / kg ao longo das diferentes fases do ciclo de marcha.

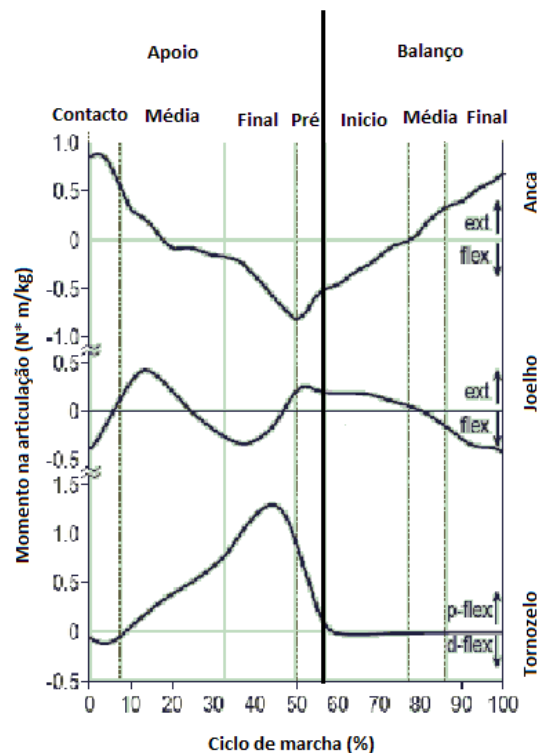


Figura 7- Momentos na articulação relativamente à marcha, adaptado [7]

Na Figura 8 observam-se as potências específicas nas articulações desenvolvidas pelos músculos realizadas durante o ciclo de marcha em W/kg, verifica-se quando existe geração e a absorção de energia, quando a potência foi considerada negativa. Esta energia absorvida é armazenada de forma elástica nos tendões para ser libertada no período de geração de potência, fenómeno que torna o ciclo de marcha mais eficiente [8].



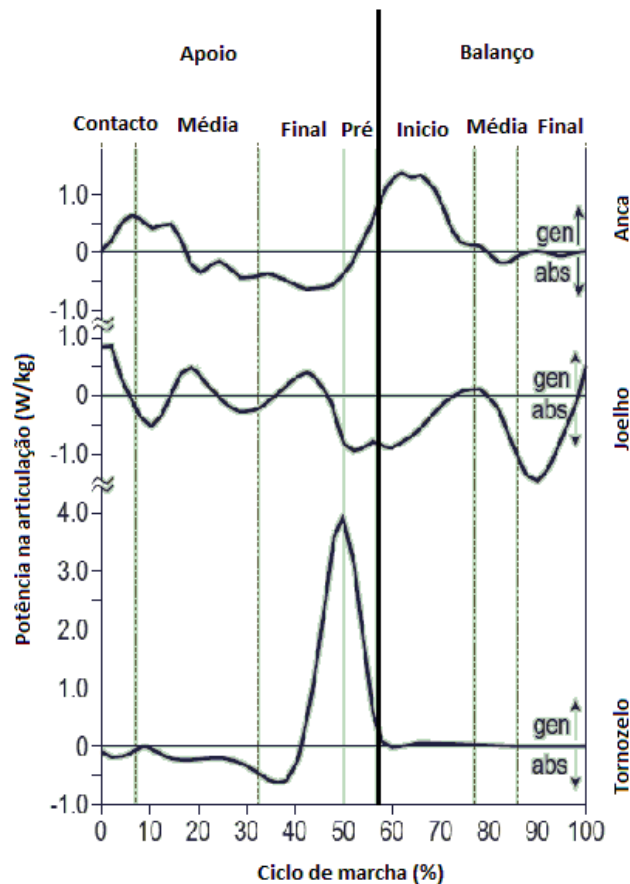


Figura 8 - Potências desenvolvidas nas articulações adaptado [7]

As forças de reação ao solo mostram a força aplicada pelo pé ao chão. Contudo, não apresenta a distribuição da força na superfície do chão dos vários componentes do pé, o calcanhar e os dedos. Durante a marcha, a reação do solo pode ser interpretada por um vetor tridimensional, decomposto nas três principais direções: medial-lateral, ântero-posterior e vertical. A maior magnitude existente observa-se no eixo vertical. A orientação do sinal das forças é considerado positivo, na direção vertical, para cima, para a frente e para a direita. A componente medial-lateral da força existe devido ao desvio do centro de massa relativamente ao pé, que cria um momento compensado pelo membro inferior. As forças no componente ântero-posterior estão relacionadas com a travagem existente no apoio do calcanhar, pela desaceleração do membro e pela impulsão com os dedos do pé na fase de pré-balanço. Na Figura 9 está realçado o peso corporal do indivíduo, para mostrar os efeitos dinâmicos da marcha relativamente à componente vertical.

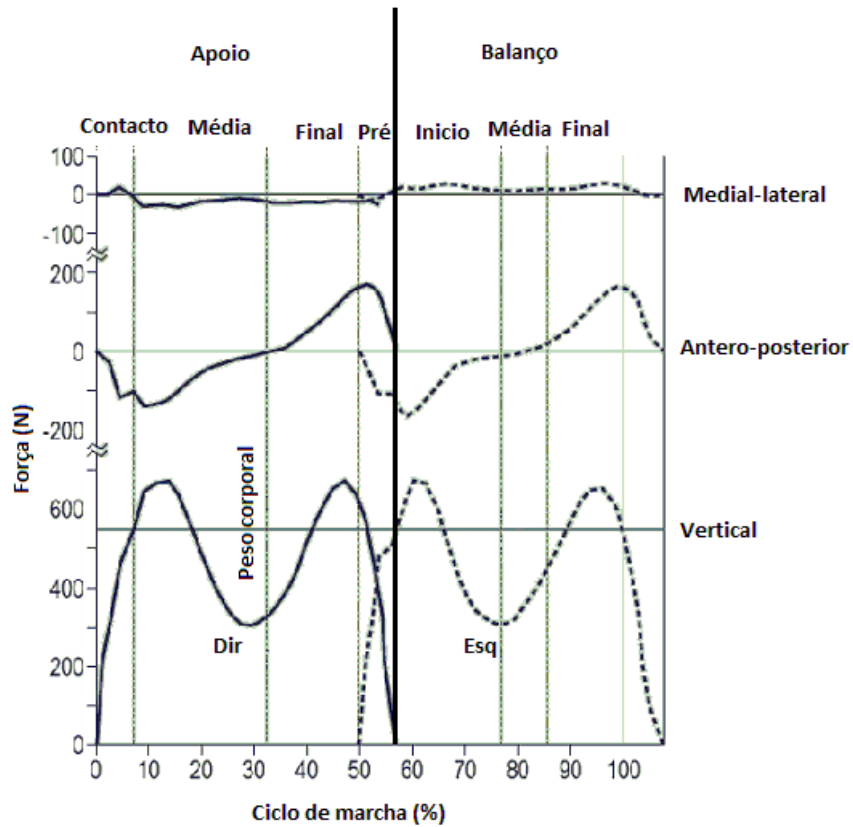


Figura 9 - Forças de reação do solo ao longo do ciclo de marcha adaptado [7]

Estes valores foram medidos ao usar uma passadeira rolante instrumentada com sensores de pressão para determinar a força de reação da passada.

### 2.3.2 Ativação dos músculos

Na Figura 10 é possível ver os principais músculos dos membros inferiores responsáveis pela marcha, equilíbrio e estabilidade articular. Estes músculos estão sempre dispostos aos pares: os músculos agonistas e antagonistas. Em qualquer movimento, o músculo responsável pelo movimento é o agonista, acompanhado pelo antagonista que funciona como um travão para tornar este movimento mais preciso e controlado.

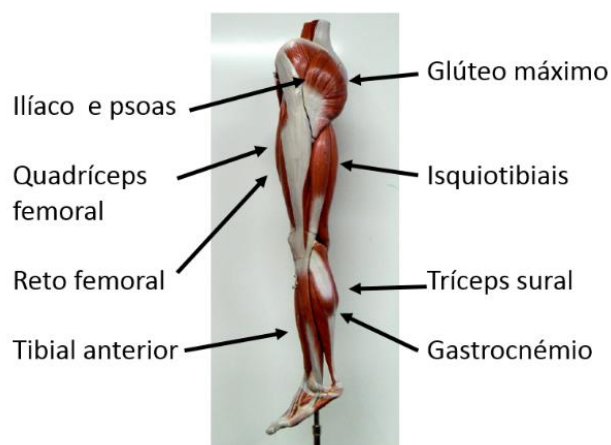


Figura 10- Principais músculos dos membros inferiores [9]

A estabilização da articulação é definida como a capacidade de manter uma posição funcional ao longo de toda a amplitude de movimento. A estabilidade articular é principalmente obtida pela contração simultânea do par de músculos agonistas e antagonistas. A geometria das articulações é responsável por possibilitar o seu realinhamento. Normalmente, as extremidades das articulações estão dispostas aos pares, côncavas e convexas. Durante o ciclo de marcha existe uma repetibilidade na atividade muscular para controlar e estabilizar as articulações do membro inferior. Na Tabela 5 é possível observar a atividade muscular dos vários grupos de músculos durante as fases do ciclo de marcha obtida por eletromiografia, em que está realçado a escuro quando existe atividade.

Tabela 5 – Atividade muscular dos membros inferiores durante a marcha adaptado [5]

Grupo de músculos ativos	Apoio					Balanço		
	Contacto do calcâneo	Absorção de choque	Fase média de apoio	Fase final de apoio	Fase de pré-balanço	Balanço inicial	Balanço médio	Balanço final
Dorsiflexores do tornozelo								
Plantarflexores do tornozelo								
Músculos intrínsecos do pé								
Flexores longos dos dedos								
Tendões longos do pé								
Flexores do joelho								
Extensores do joelho								
Flexor da coxa								
Extensores da coxa								
Abdutores da coxa								

### 2.3.3 *Otimização da Marcha*

O ciclo de marcha é uma forma bastante eficiente de deslocação, cuja transferência de energia e a minimização de deslocamento do centro de massa do corpo contribuem para a sua otimização. A maior transferência de energia ocorre entre a energia potencial em energia cinética. Esta transferência está relacionada com o movimento do tronco. Durante o apoio duplo, o tronco está, verticalmente, no seu ponto mais baixo. Este é o momento em que o tronco possui maior velocidade para a frente, no sentido da marcha. Na primeira metade da fase de apoio, o tronco desacelera e sobe, devido ao membro de apoio, transformando energia cinética em potencial. Durante a segunda fase do apoio, o tronco desce à frente do membro de apoio convertendo assim energia potencial em energia cinética, ganhando velocidade, assemelhando-se a um movimento de balanço/pêndulo com o tronco [7].

Existem vários fatores, que complementam o movimento dos segmentos do membro inferior durante a marcha, que são o movimento da pelve, o ajuste do comprimento da perna e a distância entre os pés, que contribuem para a minimização de deslocamento do centro de massa.

O movimento de rotação da pelve é importante no sentido em que este amplifica o comprimento da passada e atenua a deslocação no eixo vertical do tronco. Considerando o joelho numa posição esticada, durante toda a fase de apoio, o comprimento da passada é definido pelo ângulo percorrido pela anca. Logo, para reduzir a amplitude da anca, a pelve realiza uma rotação, tornando o comprimento da passada pela combinação do ângulo da pelve e da anca. A rotação da pelve permite o avanço da articulação anca em relação ao tronco longitudinalmente. No momento em que a perna se prepara para o apoio a pelve avança, e recua já na fase final do apoio, prolongando assim o contacto com o chão. A pelve também assume um movimento de flexão lateral, em que diminui a oscilação no eixo longitudinal do tronco, a obliquidade pélvica. Este fenómeno de rotação do eixo ântero-posterior da pelve permite que a anca do membro na fase de apoio suba, enquanto a anca do membro contralateral desça. Esta rotação da pelve tem menos impacto no deslocamento do tronco na vertical. Este movimento de rotação da pelve também reduz a disponibilidade de espaço para o movimento da perna que está na fase de balanço, pois a perna tem de fletir mais para evitar que toque no chão [7].

A flexão da perna durante o apoio na marcha é importante. Esta flexão induz uma variação de comprimento da perna. No início do apoio, a perna está esticada, encurta durante o apoio e volta a esticar novamente na parte final, mantendo assim a elevação da articulação da anca respetiva a uma altura constante. No apoio do calcâneo, o calcanhar contribui para um prolongamento da perna. Este prolongamento acontece porque o calcanhar estende-se para a parte posterior do tornozelo. Durante a fase média de apoio, o joelho flete tornando a perna mais curta. Na fase final de apoio, o ante pé contribui para prolongar o contacto com o chão permitindo assim a impulsão [7].

Enquanto as otimizações anteriores focam a redução de movimento vertical, a distância entre os pés está relacionada com movimento lateral. Este deslocamento do corpo está relacionado com o equilíbrio lateral, sendo necessário alinhar o pé do membro de apoio com o centro de massa do corpo, para atingir uma posição de equilíbrio. Ao adotar uma menor distância entre os pés durante a marcha, para atingir equilíbrio é necessário pouco deslocamento lateral, melhorando assim a conservação de energia, pela existência de menos acelerações. Caso os pés estejam muito distanciados, gera-se um grande movimento lateral durante a marcha. Como é possível observar na Figura 11, a diminuição da distância entre os pés diminui o deslocamento necessário para manter equilíbrio.

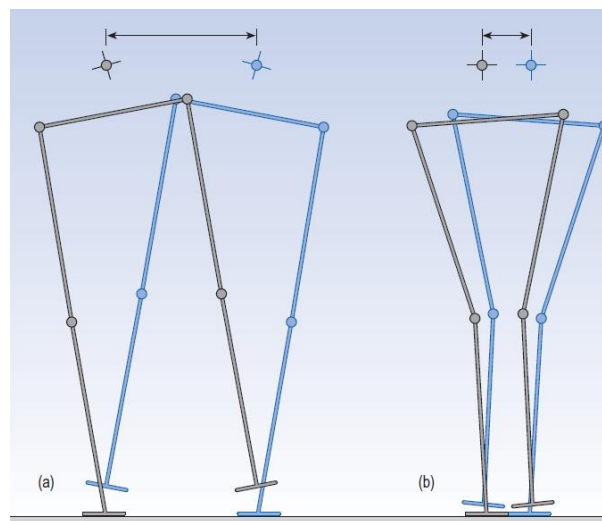


Figura 11- Deslocamento do centro de massa na marcha a depender da distância entre pés, (a) maior deslocamento com os pés afastados. (b) menor deslocamento com os pés juntos [7]

#### 2.3.4 Ciclo de subida e descida de escadas

As escadas são normalmente um grande desafio do dia-a-dia para pessoas com algum tipo de deficiência que envolva a locomoção. Apesar de pessoas saudáveis conseguirem

subir facilmente escadas, este processo é algo exigente para quem tem dificuldades motoras. O estudo do ciclo de subida e descida de escadas permite determinar as principais diferenças com o ciclo de marcha, principalmente no que toca à sua cinemática.

No caso do ciclo de escadas observa-se na Figura 12 a reação ao solo. Na Figura 13 mostra os ângulos das articulações. Na Figura 14 vê-se os momentos internos nas articulações.

Finalmente na Figura 15 mostra a potência gerada pelos músculos nas articulações. É possível observar que existem diferenças, entre o ciclo de marcha e o ciclo de escadas, e se este é feito na subida ou na descida. Observa-se que as reações ao chão não variam muito com a inclinação das escadas. É de salientar que os momentos e ângulos nas articulações, durante o ciclo de escadas, foram relativamente poucos em valor mas dependentes da inclinação das escadas.

Durante o ciclo de escadas foi registada uma grande influência na potência exigida nas articulações. Isto está relacionado com a energia potencial, esta tem de ser produzida durante a subida. Durante a descida a energia é absorvida pelos músculos [10].

Este caso não está explícito, mas foi observado que a velocidade na subida é menor do que a velocidade de descida [11], tornado assim necessário contabilizar a percentagem das fases do ciclo e não em percentagem de tempo.

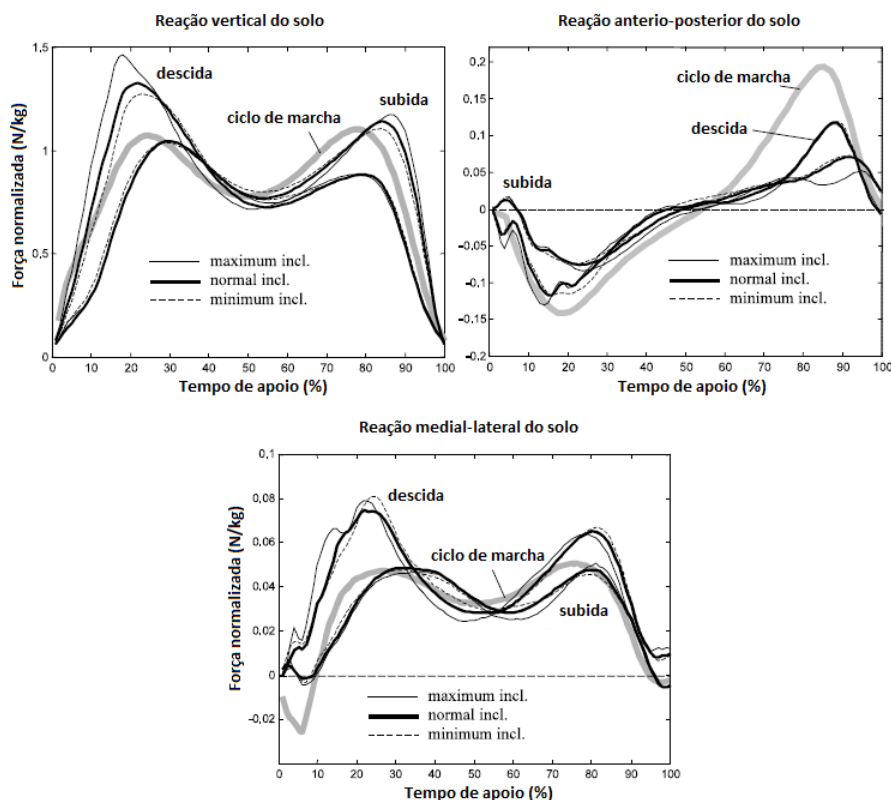


Figura 12- Reação ao solo no ciclo das escadas adaptado [10]

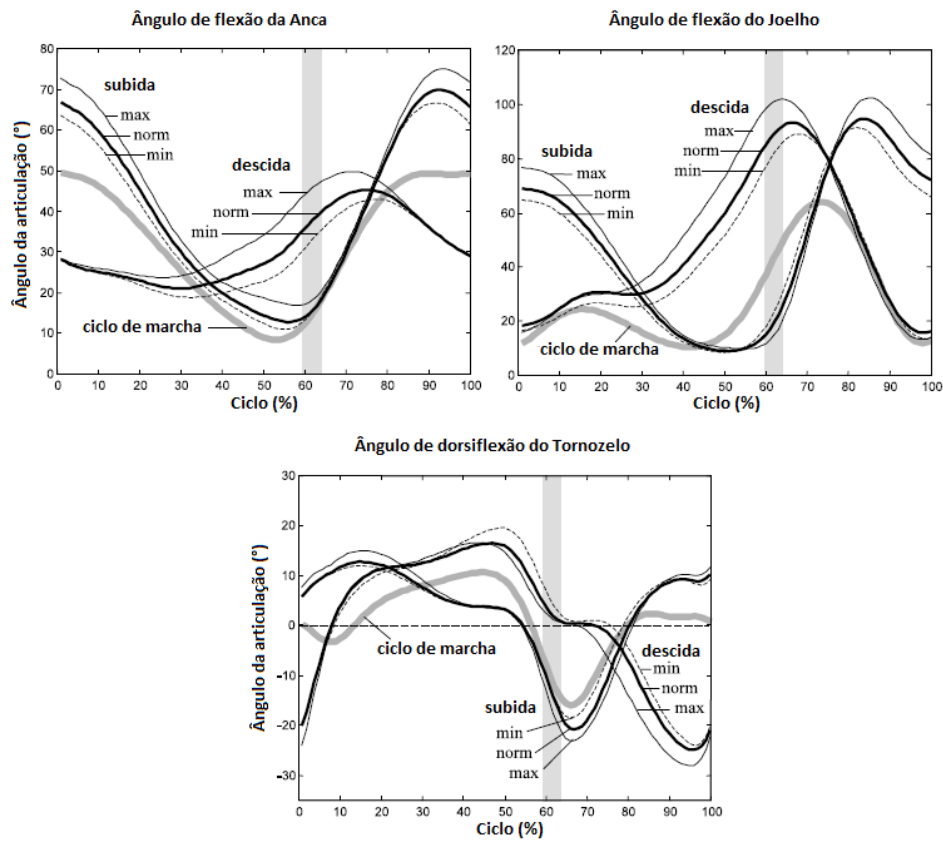


Figura 13- Ângulos dos segmentos do ciclo das escadas adaptado [10]

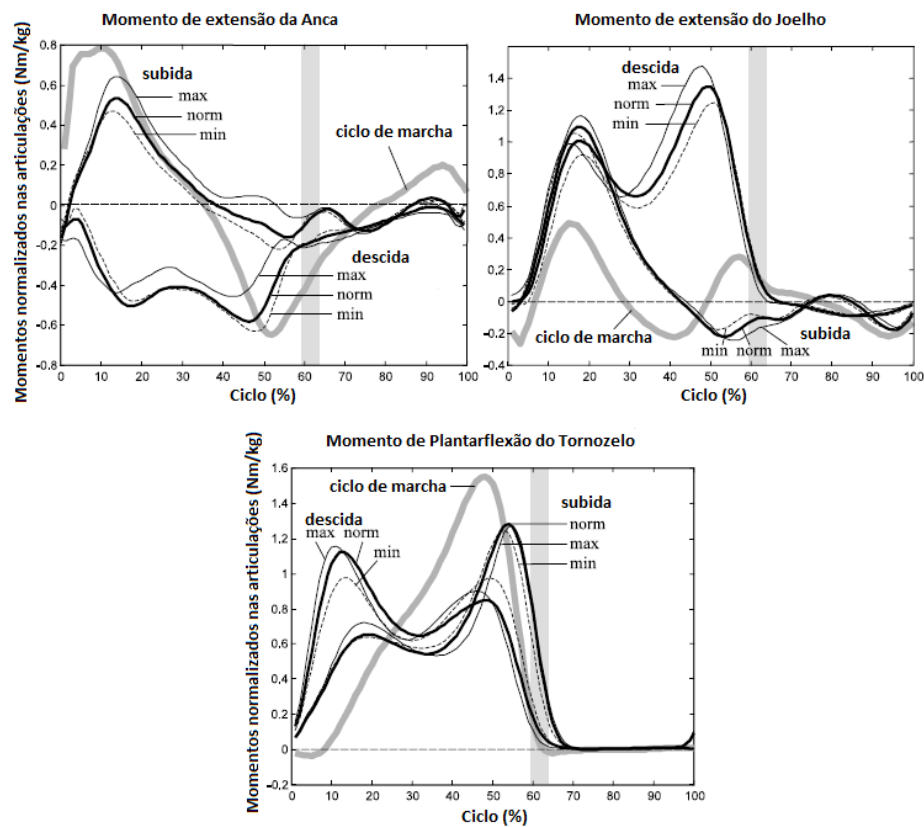


Figura 14- Momentos do ciclo das escadas adaptado [10]

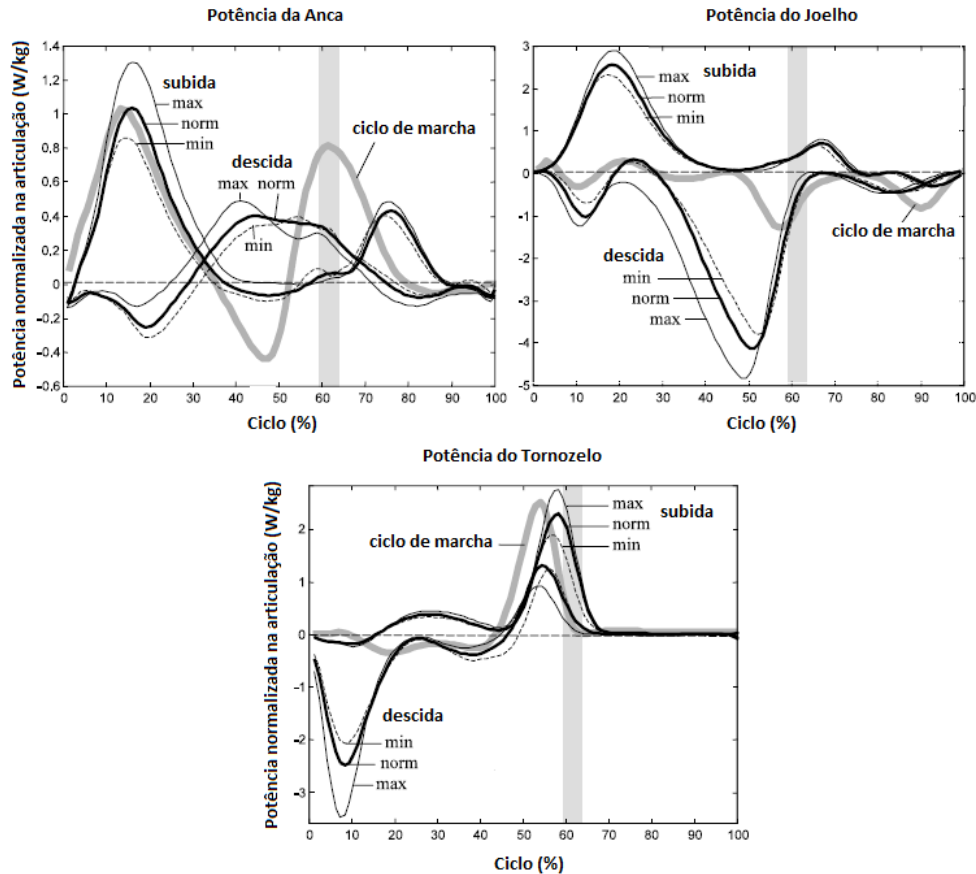


Figura 15- Potencia desenvolvida no ciclo das escadas adaptado [10]

### 2.3.5 Elevação da posição Sentado

A elevação da posição sentada é considerada uma tarefa muito exigente e um requisito para a marcha [12]. No enquadramento do ciclo do movimento sentar-levantar-sentar é dividido em duas fases: o levantar da posição sentado e o sentar da posição levantado.

No processo de elevação da posição sentado, a pessoa inclina o tronco para a frente. Deslocando assim o seu centro de massa alinhando com os pés. Depois, a maior parte do trabalho é feito pelos músculos extensores dos joelhos, de modo a elevar. Na maioria dos casos, o momento criado pela aceleração do tronco ao debruçar, é aproveitado sob a forma de inércia, para ajudar a extensão do joelho [13]. É menos exigente levantar com as pernas mais fletidas, do que perpendiculares ao chão comparando com os músculos da articulação do joelho, em que é necessário menor força. Assim como, o levantar de uma cadeira mais alta, requer menos força dos extensores da coxa [14].

Como se pode observar na Figura 16 a importância da posição relativa dos membros inferiores com o binário necessário ao levantar.



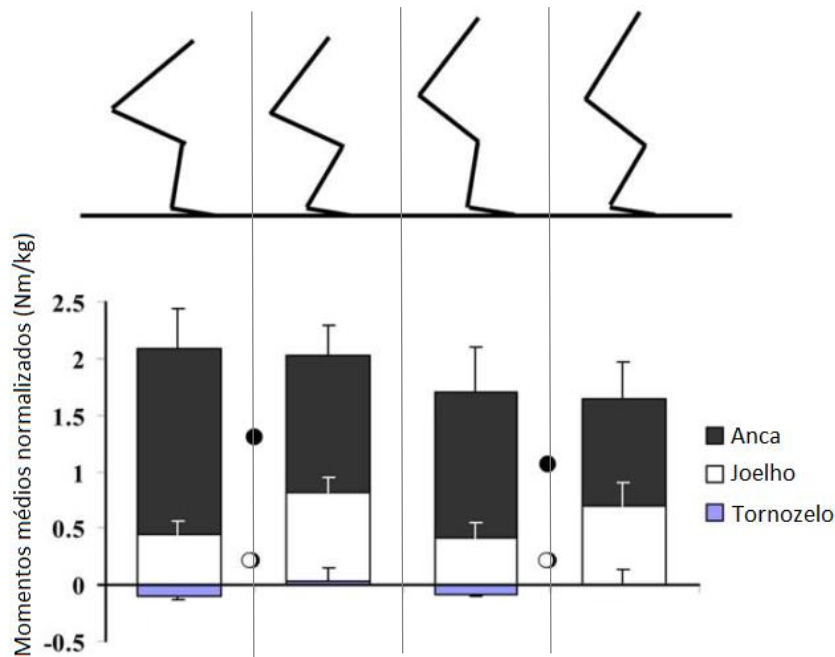


Figura 16 – Momentos máximos nas articulações durante elevação de uma cadeira e a influência da posição dos membros inferiores adaptado [14]

O movimento de sentar é o inverso do levantar. Neste caso, os movimentos envolvem passar de uma posição estável ereto, para a posição estável sentado. O principal problema do ciclo sentar-levantar-sentar é o período intermédio fletido. Esta posição fletida é muito desafiante de manter por ser instável. Numa situação em que se pretende alternar da posição ereta para a posição sentada, um indivíduo saudável, desvia o seu centro de massa em direção à cadeira, e depois começamos a fletir o corpo de modo travar o processo descendente, senta-se e, por fim, endireita o tronco. Durante a descida, o indivíduo, aumenta a inclinação do tronco para a frente, de modo a desacelerar a descida e não requerer tanta força muscular, ao mesmo tempo que diminui o efeito de peso [15].

Foi realizado um cálculo para avaliar a influência da massa do exoesqueleto no momento de levantar da cadeira. Neste caso considerou-se, como é possível observar na Figura 17, que o indivíduo encontra-se com os braços na posição de extensão, perpendiculares ao tronco, e este a um ângulo de  $10^\circ$  com as costas da cadeira, estando as pernas a  $20^\circ$  com o plano vertical. Também foi considerado para o caso, nesta situação mais crítica, o facto do utilizador do exoesqueleto ser do sexo masculino e percentil 95, com 1.90m e cerca de 100kg. Neste caso o peso do exoesqueleto foi estimado em 22kg, correspondendo a um peso da mochila de 10kg, que está relacionado com a bateria e sistemas de controlo dos motores, com o seu centro de massa atrás das costas, com 4kg no segmento de cada coxa e 2 kg nos segmentos de cada perna.

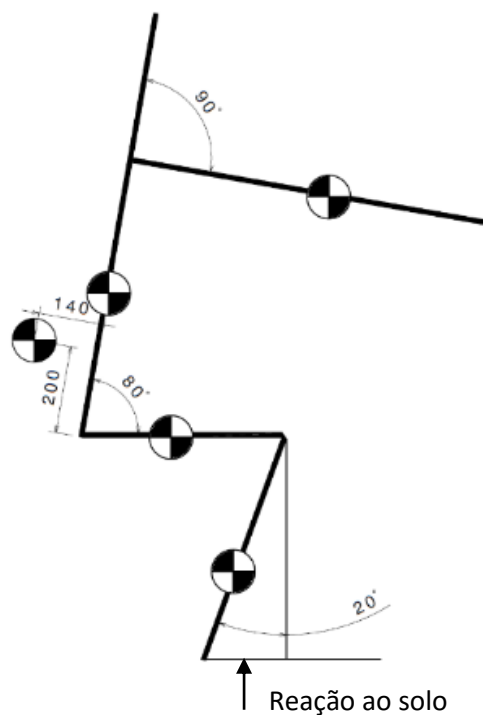


Figura 17- Esquema utilizado para os cálculos da posição sentado

Foram assim calculados as massas dos segmentos, os seus comprimentos e as posições dos centros de massa, tendo sido posteriormente aplicadas as condições de equilíbrio estático de modo a calcular os momentos e as forças de reação nas articulações. Na Tabela 6 é possível observar os momentos e as reações.

Tabela 6- Valores e reações nas articulações da perna esquerda

	<b>Momentos (N.m)</b>	<b>Reação (N)</b>
<b>Tornozelo</b>	69,28	588
<b>Joelho</b>	170,25	429,24
<b>Anca</b>	77,15	331,24

## Capítulo 3

# Processo de desenvolvimento do exoesqueleto

A primeira tentativa de desenvolver um exoesqueleto ativo foi em meados de 1960. O Hardiman foi feito em parceria com a General Electric e as Forças Armadas Americanas. Este exoesqueleto de atuação hidráulica sofria de vários problemas pois pesava 680kg, deslocava-se a 0.7m/s e a tentativa da sua utilização resultava em um movimento descontrolado.

O desenvolvimento de exoesqueletos dos membros inferiores continuou em meados de 1970 por Miomir Vukobratovic no instituto de Mihailo Pupin em Belgrado. Este exoesqueleto era também de funcionamento hidráulico, que por sua vez atuava na flexão/extensão da anca, joelho e tornozelo e adução/abdução da anca. No mesmo período de tempo Seireg e Grundman na universidade de Wisconsin também desenvolviam o seu exoesqueleto hidráulico.

Nesta altura, principal objetivo dos exoesqueletos ativos era aumentar as capacidades físicas de soldados. Com a melhoria da tecnologia foi possível criar exoesqueletos mais compactos utilizando baterias de íões de lítio e motores elétricos. Porém, o seu desenvolvimento virou-se para a componente de reabilitação.

### 3.1 Benchmarking

Atualmente existem vários modelos de exoesqueletos ativos para a assistência dos membros inferiores, como mostra na Figura 18. Muitas dessas plataformas precisam de ajuda dos membros superiores e de muletas para alcançar o equilíbrio. Também é preciso considerar que a maior parte destes exoesqueletos, têm dificuldade de alcançar a rotação sobre si próprios. Isto está relacionado com a inexistência de motores para obter maiores graus de liberdade, permitindo movimentos mais complexos mas comprometendo assim o atravancamento e peso do sistema.

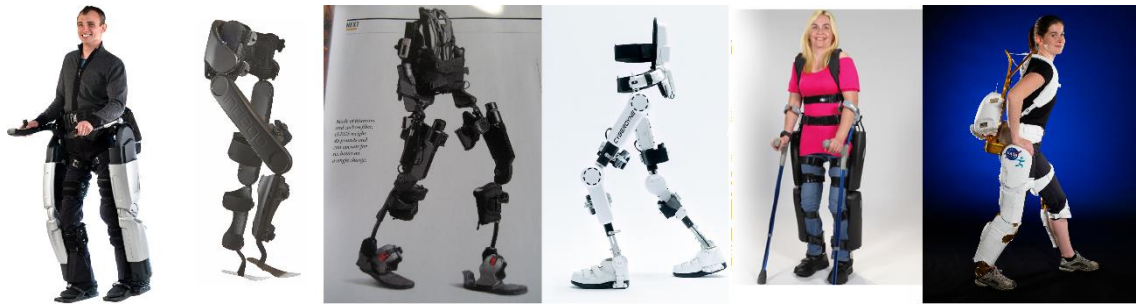


Figura 18 - Exoesqueletos existentes no mercado, da esquerda para a direita, Rex, Indego, Ekso GT, H.A.L. ReWalk, XI

### REX BIONICS

O exoesqueleto Rex é o mais complexo de todos os modelos disponíveis no mercado e é feito por medida. REX é o único que possibilita fazer várias tarefas sem a necessidade de ocupar as mãos, excluindo as muletas para o equilíbrio. Esta vantagem acarreta uma situação de peso e volume elevados do dispositivo. O controlo do exoesqueleto é feito por via de um joystick como uma cadeira de rodas elétrica. Este joystick também possui uma componente de rotação para a seleção de modo: subir ou descer escadas, andar, virar, sentar e levantar da cadeira. O sistema de ancoragem do utilizador é composto por uma série de bandas semirrígidas, em cada segmento do exoesqueleto. Isto permite uma melhor distribuição da carga sem magoar o utilizador [16]. O exoesqueleto tem 10 motores acoplados a atuadores lineares feitos por medida. Estes motores permitem os movimentos de flexão/extensão da anca, joelho, plantarflexão/dorsiflexão do tornozelo, adução/abdução da anca e inversão/eversão do tornozelo [17]. A estrutura do exoesqueleto Rex é composta por fibra de carbono e foi previsto que o seu preço seja de 120 000 € em Portugal.

### PARKER INDEGO HANNIFIN / VANDERBILT

O exoesqueleto Indego é compacto, modular, feito por medida e é movido por 4 motores. Este exoesqueleto foi inicialmente desenvolvido no centro de mecatrónica inteligente da universidade de Vanderbilt [18] e nas versões anteriores não possuía componentes em fibra de carbono para apoiar a zona do tornozelo. O volume ocupado por ele é tão diminuto que possibilita o utilizador de se sentar numa cadeira de rodas sem precisar de o desequipar. Indego tem um sistema que incorpora sensores na zona de apoio da cintura que permite detetar se o utilizador está debruçado para iniciar a marcha [19]. O seu preço estima-se estar entre 75 000 a 50 000 U.S. Dólares.

### **EKSO GT BIONICS / ELEGS**

ELEGS foi um exoesqueleto inicialmente desenvolvido pela Universidade de Berkeley [20] e agora é chamado de Ekso GT, tem 4 motores que atuam na anca e no joelho. Permite o ajuste ao utilizador em minutos. Este facto de ajuste rápido possibilita que seja utilizado para fins terapêuticos numa clínica, podendo adaptar-se a vários indivíduos e funciona 6 horas com uma só carga. O exoesqueleto inicia a marcha quando o utilizador cria um desvio no centro de massa que é detetado por giroscópios integrados. Na sua construção são utilizados materiais como o titânio e compósitos reforçados com fibra de carbono. Em adição aos graus de liberdade motorizados, Ekso GT ainda possui articulações passivas no tornozelo. Ekso GT tem vários perfis de marcha, de modo a que o utilizador possa ajustar e assim facilitar a sua aprendizagem [21].

Este exosqueleto possui um preço estimado de 120 000€ em Portugal [22]

### **CYBERDYNE H.A.L.**

Em meados de 1990 Kawamoto e Sankai começaram a desenvolver o exoesqueleto H.A.L., o seu primeiro protótipo tinha atuação de flexão/extensão da anca e joelho, e o tornozelo era passivo. H.A.L., ou assistente híbrido de membros, é um exoesqueleto modular que é vendido em vários tamanhos, 3 tamanhos de perna e 2 de anca. Cada módulo possui algum ajuste de modo a abranger vários utilizadores. H.A.L. possui 6 motores acoplados por redução harmónica [23], atuando os movimentos de flexão/extensão da anca e joelho e plantarflexão/dorsiflexão do tornozelo. Tem um sistema que monitoriza a pressão exercida no chão por via de vários sensores embutidos nas solas dos sapatos incorporados no exoesqueleto. Apresenta um sistema que recolhe sinais musculares pelo método de eletromiografia. Tem um ecrã destacável para o utilizador poder interagir mais facilmente com o seu funcionamento. Este exoesqueleto possui uma amplitude de movimento de 20° de extensão e 120° de flexão da anca, com 6° de extensão e 120° de flexão do joelho [24]. A empresa Cyberdyne optou por não vender o seu exoesqueleto H.A.L. diretamente ao público, optando por possuir vários planos de aluguer e parcerias com várias clínicas de reabilitação.

### **ARGO REWALK**

Rewalk é um exoesqueleto feito por medida pela “Argo Medical Technologies” e está equipado com 4 motores. Possui um computador incorporado com sensores que deteta o início de marcha, para dar um aspeto natural a esta ação. Rewalk tem um comando que é colocado ao pulso do utilizador facilitando o seu controlo. Tem vários modos de marcha, para promover a aprendizagem da sua utilização. Este dispositivo está aprovado tanto pela norma americana, FDA, como pela norma europeia [25].

### **NASA / IHMC X1**

X1 é um protótipo em fase final de desenvolvimento entre IHMC e a NASA, tendo como foco principal no auxílio de astronautas. Este exoesqueleto possui 4 servomotores elásticos acoplados com uma redução harmónica de 1:100 [26]. Estes servomotores possuem uma capacidade de travagem variável devido à elasticidade do seu mecanismo, acrescentando uma componente complacente que permite treino o de pessoas saudáveis e ajustável para vários utilizadores. O seu principal objetivo é estimular o sistema músculo-esquelético de astronautas, que passam muito tempo sem o efeito da gravidade. Por isso precisa de sistemas de atuação reversíveis. Tem várias articulações passivas, é constituído por alumínio e “ortho fabric”: material utilizado para revestir os fatos de astronautas [27].

Os exoesqueletos atuais possuem várias características semelhantes. Comparando os vários exoesqueletos, é possível concluir que as mesmas estratégias foram adotadas em termos de elementos, design, processos de construção e custo.

O principal foco dos componentes está relacionado com a fonte de energia, materiais, atuação e regulação de tamanho.

A fonte de energia dos exoesqueletos são as baterias de iões de lítio. Estas são recarregáveis, com elevada densidade energética e sem efeito de memória. São muito usadas em aparelhos eletrónicos. Os materiais usados na estrutura do exoesqueleto são normalmente ligas de titânio e fibra de carbono reforçado. A utilização de aço torna o exoesqueleto muito pesado e o alumínio sofre de fadiga, ou seja, suporta um menor número de ciclos de carga. Na atuação dos exoesqueletos são necessários atuadores leves e potentes, constituídos pelo conjunto de motor e redutora, utilizando todos eles atualmente motores sem escovas, “brushless”, de corrente contínua. Estes motores oferecem maior eficiência, fiabilidade e maior binário por kg do que outros motores com

tecnologia diferente. Acoplados a estes motores há duas estratégias de redutoras: fusos de esferas recirculantes e engrenagens harmónicas. Ambas as redutoras são de baixa fricção, grande precisão e folga nula. No exoesqueleto X1 os atuadores são uma série elástica, SEA, ou seja, estes são mais resistentes a impactos, movimentos indesejados e armazenam energia elástica. Alguns exoesqueletos como o ReWalk Personal, Rex P e Indego apresentam comprimentos fixos entre as articulações. Isto significa que estes exoesqueletos são feitos por medida e apenas podem ser utilizados por indivíduos de semelhante antropometria. Outros exoesqueletos possuem segmentos que são facilmente ajustáveis aos utilizadores, o que é ideal para centros de reabilitação, embora o ajuste seja realizado com a ajuda de ferramentas especializadas. A inexistência de sistemas de ajuste rápido limita a facilidade de adaptar a vários utilizadores. Na Tabela 7 estão feitas as principais comparações dos exoesqueletos, apresentando-se as maiores diferenças dos exoesqueletos em termos de motores, peso e capacidade de utilizador. O processo de construção destes equipamentos está ajustado a produções de baixo volume de unidades. Consequentemente, as peças estruturais são feitas de forma manual e por vezes são subcontratadas a outras empresas. Os plásticos utilizados para as carnagens e coberturas são feitos por técnicas de impressão 3D ou moldação por silicone.

*Tabela 7 - Comparações principais dos exoesqueletos*

<b>Tipo exoesqueleto</b>	<b>Nº motores</b>	<b>Peso (kg)</b>	<b>Utilizador (m)</b>	<b>Utilizador (Kg)</b>	<b>Anca (m)</b>	<b>Bateria (h)</b>	<b>Notas</b>
<b>Rex</b>	10	38	1,46 - 1,95	100	0,38	2	Não necessita apoio adicional
<b>Indego</b>	4	12	1,55 - 1,93	113	N/A	4	Apoio do pé em F.C.
<b>Ekso GT</b>	4	26	1,57 - 1,88	100	0,46	2	N/A
<b>H.A.L.</b>	4	12	1,45 - 1,85	N/A	0,27 - 0,36	1 - 2	Modular
<b>Rewalk</b>	4	15	1,60 - 1,90	100	N/A	3,5	Apoio do pé em F.C.
<b>X1</b>	4 (SEA)	26	1,49 – 1,90	N/A	N/A	N/A	6 Movimentos passivos

Existe um exoesqueleto ativo denominado “Austin” a ser desenvolvido pela universidade Berkeley, que se destaca por tirar partido do movimento da anca para mover o joelho. O conceito deste exoesqueleto em termos de conceito é muito parecido aos apresentados anteriormente, porém, salienta-se ao possuir um motor para atuar a anca e o

joelho no plano sagital, de cada membro inferior. O sistema inovador de atuação no joelho baseia-se na anatomia dos músculos biarticulares do membro inferior: o músculo reto femoral e bíceps femoral, distribuem os momentos pelas articulações [28].

### ***3.2 Identificação das necessidades dos utilizadores***

Numa primeira fase foi necessário identificar as necessidades dos utilizadores do exoesqueleto ativo, uma condição necessária para o desenvolvimento do produto focado no utilizador. De uma forma geral, os requisitos impostos pelos utilizadores de um dispositivo desta natureza prendem-se com a segurança, a forma, funcionalidade, interação com o utilizador e o preço. Os requisitos de segurança estão relacionados com o evitar danos ao utilizador, que envolvem a diminuição da possibilidade de este se entalar nos mecanismos e a estabilidade do equipamento de modo a evitar quedas. A geometria do produto tem um papel importante pois está relacionada com o volume, peso e estética do equipamento, na forma anatómica e na modularidade. O desenvolvimento de um exoesqueleto funcional pressupõe devolver autonomia ao utilizador, sobretudo na marcha, apesar de ações como levantar e sentar, subir e descer escadas são também tidas como importantes. Na interação com o utilizador, o comando deve ser intuitivo e o sistema de controlo e deve permitir várias velocidades. À medida que o indivíduo se adapta ao exoesqueleto, este deve ter a possibilidade de selecionar a velocidade que lhe proporcione a marcha mais confortável. A sua forma de operação deve permitir estimular os membros superiores, combinando assim uma terapia simultânea para os membros inferiores e superiores, um trabalho que muitas vezes é realizado por fisioterapeutas e que não pode ser feito em conjunto. O exoesqueleto também deve devolver a sensação do contacto ao solo, o “feedback” ao indivíduo para melhor controlo do mesmo. O preço possui um papel muito importante. Os exoesqueletos existentes possuem um valor de aquisição muito elevando comparativamente a uma cadeira de rodas elétrica, o que reduz a acessibilidade destes equipamentos por parte dos indivíduos que sofrem da condição de paraparésia e paraplegia.

Após esta primeira reflexão acerca dos possíveis requisitos do público-alvo para o produto a desenvolver foi necessário reunir com profissionais que participam ativamente na reabilitação dos utilizadores, a fim de compreender as suas necessidades e obstáculos do dia-a-dia que podem ser minorados com a utilização de um exoesqueleto.



### 3.2.1 *Listagem das necessidades*

Em conjunto com fisioterapeutas, foi desenvolvida uma listagem das necessidades do utilizador, de modo a esclarecer algumas dúvidas quanto às possíveis soluções a escolher para o projeto do exoesqueleto. Esta discussão foi tida com o diretor Rui Costa e professor adjunto Fernando Ribeiro, da escola superior de saúde da universidade de Aveiro, com a fisioterapeuta Cátia Paixão do Hospital Arcebispo João Crisóstomo, com a diretora clínica Paula Amorim e aos seus fisioterapeutas do centro de medicina de reabilitação da região centro Rovisco Pais. Desta discussão, consideraram-se como requisitos mais relevantes o peso, volume, velocidade, design anatómico, aspeto visual, sistema modular, capacidade de subir escadas, autonomia, transportabilidade, a adaptabilidade a vários indivíduos e o preço.

As necessidades identificadas possuem um significado abrangente, o que pode gerar alguma redundância, por exemplo, a autonomia está relacionada com a facilidade de colocar o exoesqueleto, marcha e subir escadas, permitindo a utilização do produto sem ajuda externa. Após uma análise cuidada da informação recolhida, definiram-se os requisitos finais a considerar no desenvolvimento do produto, que se encontram na Tabela 8, aos quais se atribuiu uma designação, de A a O.

*Tabela 8- Requisitos do utilizador e respectiva designação*

<b>Requisito</b>	<b>Designação</b>
Confortável na utilização	A
Leveza	B
Fiabilidade	C
Plataforma estável	D
Evitar danos ao utilizador	E
Autonomia das baterias	F
Marcha	G
Sentar e levantar	H
Subir e descer escadas	I
Facilidade de colocar e retirar	J
Regulação da marcha	K
Aspeto sensorial	L
Modular/ transportável	M
Percentil 5% - 95%	N
Preço competitivo	O

### 3.2.2 Diagrama de Mudge

O diagrama de Mudge serve para avaliar o impacto dos requisitos dos utilizadores e estabelecer relações entre eles. Esta é uma ferramenta que compara os requisitos aos pares, em todas as combinações possíveis, o que ajuda a determinar o grau de importância que cada um representa para o consumidor. Os requisitos estão dispostos no diagrama e comparados através da notação da letra designada. Na avaliação do impacto dos requisitos são assumidos os valores de:

- 1 = Para requisito tão importante quanto;
- 2 = Para requisito mais importante do que;
- 3 = Para requisito muito mais importante do que.

Na Tabela 9 encontra-se representado o diagrama de Mudge. Aqui é feito o somatório do total para cada requisito, é calculada a sua percentagem, e por fim é dada a hierarquia de acordo com a sua importância.

Tabela 9- Diagrama de Mudge

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	Total	%	Importância
A	A3	A1	D2	A1	A2	G3	H2	I2	A1	A2	A1	A1	A1	A1	15	8,20	5
	B	C2	D2	E3	B2	G2	B2	B2	J2	B1	B2	B1	B1	B1	12	6,56	7
		C	D2	C1	C2	C2	C1	C1	C1	C3	C2	C1	C1	C2	21	11,48	3
			D	D1	D2	G2	H1	I1	D1	D2	D2	D1	D1	O2	10	5,46	9
				E	E2	E2	E2	E2	E2	E2	E2	E2	E2	E2	23	12,57	2
					F	F2	F1	F1	J2	F3	F2	M3	N3	O2	9	4,92	11
						G	G3	G3	G2	G2	G2	G1	G1	G2	24	13,11	1
							H	H3	J2	H2	H2	H2	H1	O2	13	7,10	6
								I	I2	I2	I2	I2	N2	O2	11	6,01	8
									J	J2	J2	J2	N2	O2	10	5,46	9
										K	K1	M2	N2	O3	1	0,55	14
											L	M2	N2	O2	0	0,00	15
												M	M1	M1	9	4,92	11
													N	O2	8	4,37	13
														O	17	9,29	4
															183	100	

Através da análise do diagrama de Mudge, é possível verificar que a capacidade de o exoesqueleto realizar a marcha é o requisito mais importante, seguindo-se o evitar danos ao utilizador e em terceiro lugar posiciona-se a fiabilidade. Em último ficaram colocados a regulação da marcha e o aspeto sensorial.

### 3.2.3 Diagrama de Kano

O diagrama de Kano possibilita a hierarquização dos requisitos determinantes para a satisfação do cliente. Estes são divididos em três categorias: básicos, esperados e os de excitação, como é observado na Figura 19.

Os requisitos básicos são aqueles que a sua existência não implica grandes modificações na satisfação do cliente, porque são características obrigatórias, mas se forem discriminados causam descontentamento. Os esperados são as expectativas que os clientes têm para o produto, manifestados por palavras. Finalmente, os requisitos de excitação são aqueles que o cliente não espera e podem surpreender. Estes superam a expectativa e aumentam a satisfação, mas se forem inexistentes não gera descontentamento em relação ao produto porque são inesperados.

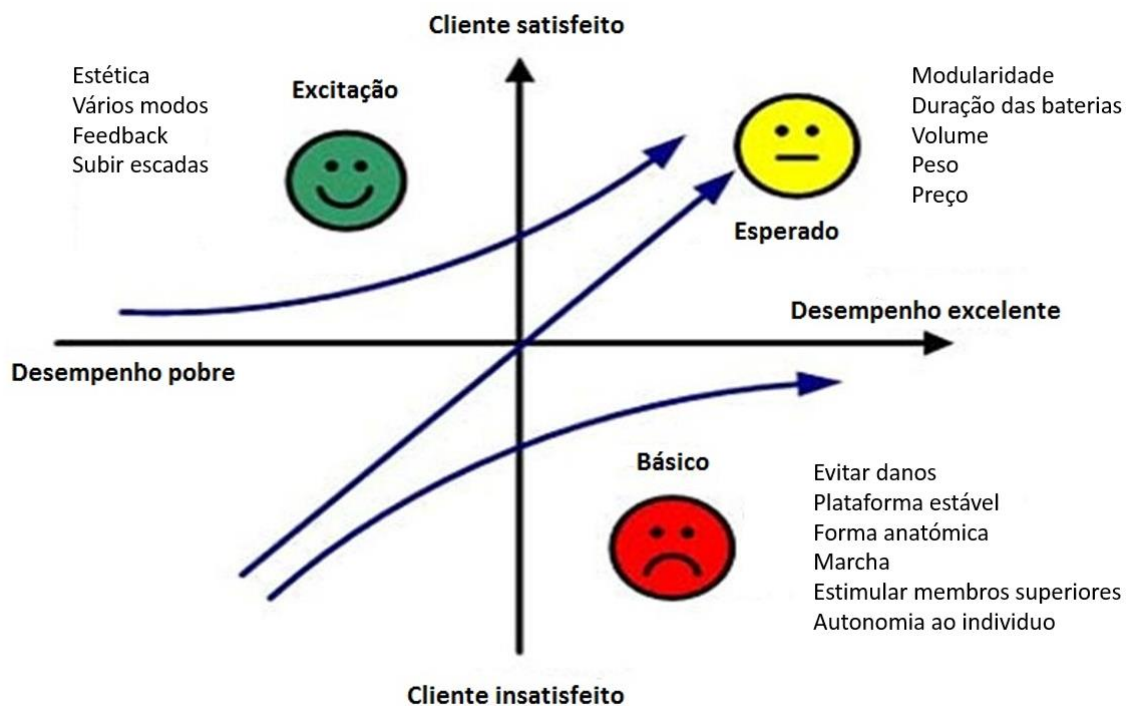


Figura 19 - Diagrama de Kano

Desta análise foram identificados como requisitos básicos ou obrigatórios: evitar danos ao utilizador, ser uma plataforma estável, ter uma forma anatómica, realizar a marcha e boa mobilidade do indivíduo. Os requisitos esperados são: a modularidade, a duração das baterias, o pequeno volume, o baixo peso e o preço reduzido. Os requisitos de excitação são a estética, as várias velocidades de marcha e o sistema de “feedback” do exoesqueleto.

### 3.3 Identificação das especificações técnicas

Uma vez identificadas as necessidades do utilizador, foram procuradas as respostas para a construção do exoesqueleto, ou seja, as especificações técnicas. Estas estão sumarizadas na Tabela 10 com as respetivas unidades.

*Tabela 10- Especificações técnicas*

<b>Especificações técnicas do produto</b>	<b>Unidades</b>
Largura máxima do exoesqueleto	mm
Capacidade da bateria	horas
Peso	kg
Nº de avarias	unidades
Volume para arrumação	m <sup>3</sup>
Comprimento variável	m
Potência dos motores	W
Rigidez dos segmentos	GPa
Área de contacto com o corpo	m <sup>3</sup>
Raio mínimo das arestas	mm
Graus de liberdade	uni/(ativ./passiv.)
Nº de sensores de contacto	uni

As especificações técnicas identificadas, por forma a responder às necessidades do cliente, situaram-se principalmente ao nível dimensional e também ao nível da performance dinâmica e autonomia.

### 3.4 Matriz QFD

O termo QFD, “Quality Function Deployment” originário do Japão pelo Dr. Yoji Akao significa a transformação das necessidades dos consumidores em características de qualidade para o produto final. Isto é feito ao desenvolver as relações entre as necessidades do cliente e os requisitos do produto.

A importância do QFD, também conhecido como casa da qualidade, é tornar explícitas as relações entre as necessidades dos clientes e as características do produto. Uma visão geral da matriz do QFD construída apresenta-se Figura 20 e em mais detalhe no anexo A.

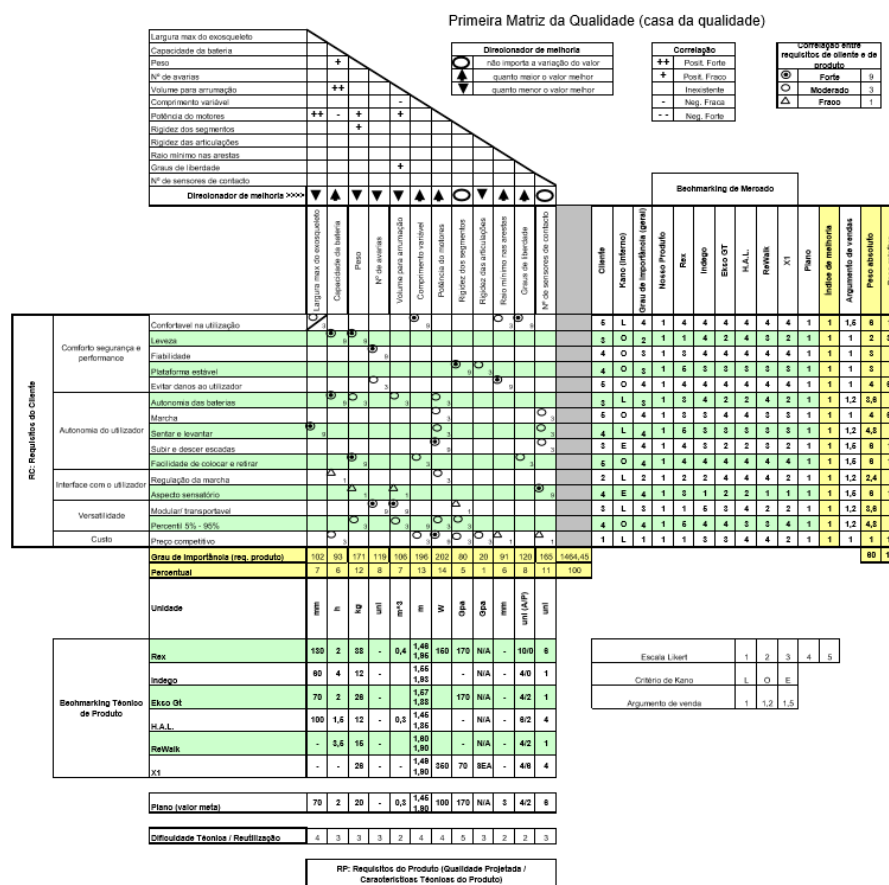


Tabela 11- QFD, Matriz de relações entre os requisitos do produto e do cliente

			Requisitos do Produto												
			Largura max do exoesqueleto	Capacidade da bateria	Peso	Nº de avarias	Volume para armazenação	Comprimento variável	Potência dos motores	Rigidez dos segmentos	Rigidez das articulações	Raio mínimo nas arestas	Graus de liberdade	Nº de sensores de contacto	
RC: Requisitos do Cliente	Conforto segurança e performance	Confortável na utilização	○	3				●	9			○	●	9	
		Leveza		●	9	9									
		Fiabilidade				9									
		Plataforma estável							●	9	○	3			
		Evitar danos ao utilizador				○	3					●	9		
	Autonomia do utilizador	Autonomia das baterias		●	9	○	3	○	3						
		Marcha							○	3				○	3
		Sentar e levantar	●	9					○	3				○	3
		Subir e descer escadas							●	9				○	3
		Facilidade de colocar e retirar			●	9		○	3				○	3	
	Interface com o utilizador	Regulação da marcha		△	1				○	3					
		Aspecto sensoratório			△	1	△	1						●	9
	Versatilidade	Modular/ transportável				●	9	●	9		△	1			
		Percentil 5% - 95%			○	3	○	3	9	○	3	○	3		
	Custo	Preço competitivo		○	3				○	3	●	9	○	3	1

Na segunda fase deste procedimento foram contabilizados os resultados provenientes do diagrama de Mudge, do diagrama de Kano, e avaliada a resposta dos exoesqueletos, já existentes aos requisitos identificados dos utilizadores, com os dados oriundos do benchmarking realizado, numa escala de 1 a 5. Das relações estabelecidas, presentes na Tabela 12 resultou uma hierarquização corrigida das necessidades dos clientes, traduzida nos pesos absolutos e relativos, que foram posteriormente utilizados para priorizar as especificações técnicas do produto.

Em seguida foram estabelecidas correlações entre os requisitos do produto, por forma a determinar qual o sentido de melhoria destes. Esta análise é semelhante à efetuada anteriormente para os requisitos do cliente no diagrama de Mudge. As relações entre os requisitos podem ser positivamente fortes “++”, fracas “+” e negativamente fortes “--” e fracas “-”, ou inexistentes, ou seja, não possuem qualquer notação. O direcionador de melhoria indica o sentido para qual o valor do requisito deve tender, para melhor responder à necessidade do cliente. Por exemplo, no caso do peso do exoesqueleto, a tendência é este pesar menos, o que corresponde ao cliente querer um produto leve. A matriz de correlações resultante apresenta-se na Tabela 13.

Tabela 12- QFD, análise competitiva

			Bechmarking de Mercado														
RC: Requisitos do Cliente			Cliente	Kano (interno)	Grau de importância (geral)	Nosso Produto	Rex	Indego	Ekso GT	H.A.L.	ReWalk	X1	Plano	Índice de melhoria	Argumento de vendas	Peso absoluto	Peso relativo
RC: Requisitos do Cliente	Conforto segurança e performance	Confortável na utilização	5	L	4	4	4	4	4	4	4	4	1	0,3	1,5	1,5	8,3
		Leveza	3	O	2	3	1	4	2	4	3	2	1	0,3	1	0,7	3,7
		Fiabilidade	4	O	3	4	3	4	4	4	4	4	1	0,3	1	0,8	4,2
		Plataforma estável	4	O	3	3	5	3	3	3	3	3	1	0,3	1	1	5,5
		Evitar danos ao utilizador	5	O	4	4	4	4	4	4	4	4	1	0,3	1	1	5,5
	Autonomia do utilizador	Autonomia das baterias	3	L	3	2	3	4	2	2	4	2	1	0,5	1,2	1,8	10
		Marcha	5	O	4	3	3	3	4	4	3	3	1	0,3	1	1,3	7,4
		Sentar e levantar	4	L	4	3	5	3	3	3	3	3	1	0,3	1,2	1,6	8,9
		Subir e descer escadas	3	E	4	3	4	3	2	2	3	2	1	0,3	1,5	2	11
		Facilidade de colocar e retirar	5	O	4	4	4	4	4	4	4	4	1	0,3	1,5	1,5	8,3
	Interface com o utilizador	Regulação da marcha	2	L	2	3	2	2	4	4	4	2	1	0,3	1,2	0,8	4,4
		Aspecto sensorial	2	E	3	3	3	1	2	2	1	1	1	0,3	1,5	1,5	8,3
	Versatilidade	Modular/ transportável	3	L	3	5	1	5	3	4	2	2	1	0,2	1,2	0,7	4
		Percentil 5% - 95%	4	O	4	5	5	4	4	3	3	4	1	0,2	1,2	1	5,3
	Custo	Preço competitivo	5	L	3	5	1	3	3	4	4	2	1	0,2	1,5	0,9	5
																18	100

Tabela 13- QFD, Matriz de correlações entre os requisitos do projeto

Largura max do exosqueleto																	
Capacidade da bateria																	
Peso		+															
Nº de avarias																	
Volume para arrumação			++														
Comprimento variável																	
Potência do motores		++	-	+		+											
Rigidez dos segmentos				+													
Rigidez das articulações																	
Raio mínimo nas arestas																	
Graus de liberdade						+											
Nº de sensores de contacto																	
Direcionador de melhoria >>>>																	
	▼	▲	▼	▼	▼	▲	▲	○	▼	▲	▲	○					
Largura max do exosqueleto	▼																
Capacidade da bateria		▲															
Peso			▼														
Nº de avarias				▼													
Volume para arrumação					▲												
Comprimento variável						▲											
Potência do motores							○										
Rigidez dos segmentos								▼									
Rigidez das articulações									▲								
Raio mínimo nas arestas										▲							
Graus de liberdade											○						
Nº de sensores de contacto												○					

Na fase final da análise QFD, foi realizado um benchmark dos requisitos técnicos da concorrência. Isto serve para determinar qual a meta de requisitos para o exoesqueleto a projetar. A Tabela 14 representa o valor dos requisitos dos modelos dos exoesqueletos existentes. Aqui podemos focar nos aspetos a melhorar.

Tabela 14- QFD, análise de concorrência

		Largura max do exosqueleto	Capacidade da bateria	Peso	Nº de avarias	Volume para arrumação	Comprimento variável	Potência do motores	Rigidez dos segmentos	Rigidez das articulações	Raio mínimo nas arestas	Graus de liberdade	Nº de sensores de contacto	
Grau de importância (req. produto)		105	143	162	90	90	163	253	85	32	80	100	162	1463,62
Percentual		7	10	11	6	6	11	17	6	2	5	7	11	100
Unidade		mm	h	kg	uni	m^3	m	W	Gpa	Gpa	mm	uni (A/P)	uni	
Bechmarking Técnico de Produto	Rex	130	2	38	-	0,4	1,46 1,95	150	170	N/A	-	10/0	6	
	Indego	60	4	12	-		1,55 1,93		-	N/A	-	4/0	1	
	Ekso Gt	70	2	26	-		1,57 1,88		170	N/A	-	4/2	1	
	H.A.L.	100	1,5	12	-	0,3	1,45 1,85		-	N/A	-	6/2	4	
	ReWalk	-	3,5	15	-		1,60 1,90		-	N/A	-	4/2	1	
	X1	-	-	26	-	-	1,49 1,90	350	70	SEA	-	4/6	4	

Em conclusão, são definidos os valores alvo estipulados para o exoesqueleto, e a dificuldade dos mesmos. Estes valores são expostos na Tabela 15.

Tabela 15- QFD, características esperadas para o projeto

		Largura max do exoesqueleto	Capacidade da bateria	Peso	Nº de avarias	Volume para arrumação	Comprimento variável	Potência do motores	Rigidez dos segmentos	Area de contacto com o corpo	Raio mínimo nas arestas	Graus de liberdade	Nº de sensores de contacto
Unidade		mm	h	kg	uni	m³	m	W	Gpa	m³	mm	uni (A/P)	uni
Plano (valor meta)		70	2	20	-	0,3	1,50 1,90	100	170	-	3	4/2	6
Dificuldade Técnica / Reutilização		4	3	3	3	2	4	4	5	3	2	2	3

RP: Requisitos do Produto (Qualidade Projetada / Características Técnicas do Produto)

### 3.4.2 Interpretação da matriz QFD

Utilizando a ferramenta QFD, foi possível estabelecer uma hierarquização corrigida das necessidades dos utilizadores. Analisando os pesos relativos presentes na Tabela 12,



é possível verificar que os requisitos considerados mais importantes são a possibilidade de subir e descer escadas, a autonomia das baterias e a capacidade de executar ações de sentar e levantar. Nas especificações técnicas o mais importante é a potência dos motores, comprimento variável e o peso. Conclui-se ainda que não existem requisitos do cliente por satisfazer, uma vez que não existem linhas vazias, ou seja, que todas as interações cliente-produto se encontram estabelecidas. Também é possível concluir, que não existem áreas de sobredimensionamento por não haver colunas vazias, já que as características técnicas que definidas respondem a pelo menos uma necessidade do cliente.

Das especificações técnicas estipuladas, nota-se que existem pontos de conflito, a dificuldade de atingir duas especificações. Estas dizem respeito ao aumento da potência dos motores, que permitem os movimentos do exoesqueleto, mas que têm um impacto muito significativo no peso, largura e preço do equipamento. Como forma de contornar este obstáculo, considerou-se a utilização de motores e redução mecânica mais compactos que, apesar se encontrarem com potência abaixo dos encontrados na concorrência, permitem realizar as mesmas funções mas a uma velocidade mais reduzida. Estas relações podem ser verificadas na Tabela 14, onde se avaliam as especificações dos produtos da concorrência, que possuem potências mais elevadas, mas comprometem, sobretudo, as dimensões, peso e preço final do equipamento.

Ao avaliar os parâmetros esperados no produto, presentes na Tabela 15, verifica-se que a rigidez da estrutura do exoesqueleto prova ser um ponto crítico, que está cotado com o índice de dificuldade de 5. Este valor representa a elevada importância do cumprimento deste parâmetro, mantendo a capacidade de se adaptar a vários utilizadores, uma observação que pode ser retirada do índice 4 dos parâmetros largura máxima do exoesqueleto e comprimento variável.

Finalmente, as metas propostas para o exosqueleto que são o seu preço competitivo, a adaptabilidade a um grande número de utilizadores com diferentes características e modularidade, revelam-se desafiantes, existindo a necessidade de um compromisso com o rigor de projeto. Simultaneamente, estes desafios salientam-se como oportunidades de mercado, pois são especificações técnicas que, da perspetiva do utilizador, se apresentam como melhores que a concorrência.

### 3.5 Geração e seleção de conceito

Após identificar os requisitos dos clientes, estabelecer as especificações alvo do produto, é necessário determinar os conceitos existentes e se estes podem ser aplicados.

#### 3.5.1 Decomposição de Funções

Na geração de novas soluções para os diversos conjuntos e subconjuntos do produto, a norma é dividir uma ação complexa em ações simples. Isto permite que o processo de geração e seleção de conceitos seja mais fácil. Na Figura 21 está o diagrama de funções para o exoesqueleto.

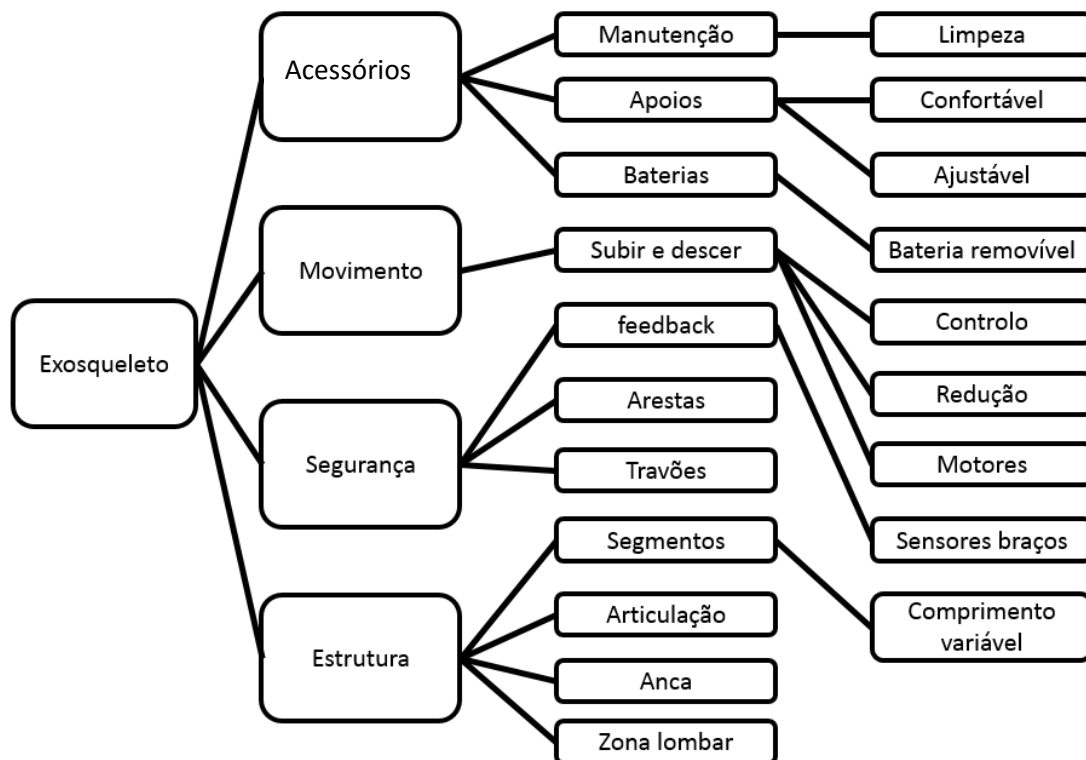


Figura 21- Diagrama de funções do exoesqueleto

#### 3.5.2 Geração de Conceitos

De forma a ir ao encontro das especificações dos utilizadores e do produto, foram estabelecidos os conceitos a ter maior consideração, nomeadamente, a estrutura do produto, a disposição dos motores, o ajuste ao utilizador, a seleção do atuador, o tipo de redução de velocidade e multiplicação de binário, e o sistema de alimentação a utilizar. Estes conceitos serão analisados pormenorizadamente de seguida.

### Estrutura

A estrutura é a base do exoesqueleto, esta é responsável por manter a sua forma suportar o utilizador. Inicialmente ponderou-se desenvolver um exoesqueleto que não fosse de funcionamento paralelo aos membros inferiores. Isto permitia que a estrutura fosse simplificada, não tendo qualquer ajuste mecânico para a regulação do comprimento dos membros, a qual seria assegurada por programação. Neste sentido, o exoesqueleto assumia uma postura com as suas pernas mais fletidas, de modo a diminuir virtualmente o comprimento dos segmentos. Este conceito pode observar-se na Figura 22 à esquerda. Porém, verifica-se que só é adequado a indivíduos que possuem controlo dos membros inferiores, usado para amplificar a sua força. Os indivíduos sem este controlo são suscetíveis a ter lesões, pois o exoesqueleto pode levar os membros para amplitudes indesejadas.

Sucessivamente, considerou-se o conceito de segmentos de funcionamento paralelo ao indivíduo, o que originou a versão de atuadores montados diretamente na articulação (Figura 22 ao centro), e de montagem lateral à articulação (Figura 22 à direita).

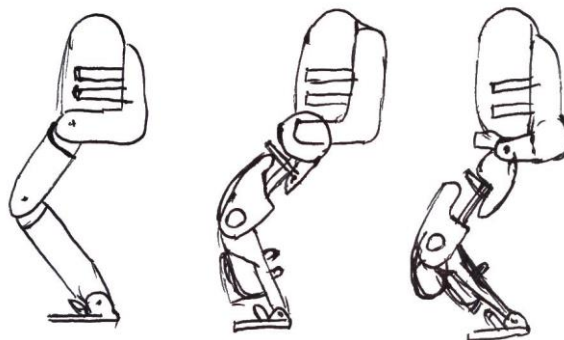


Figura 22- Desenhos de conceito da forma e disposição da estrutura do exoesqueleto

O conceito de funcionamento paralelo permite ancorar os membros inferiores ao longo dos segmentos do exoesqueleto, mas estes segmentos precisam de variar de comprimento. Na Figura 23 estão representados os conceitos iniciais de ajuste dos segmentos e modo de ancoragem dos membros inferiores.

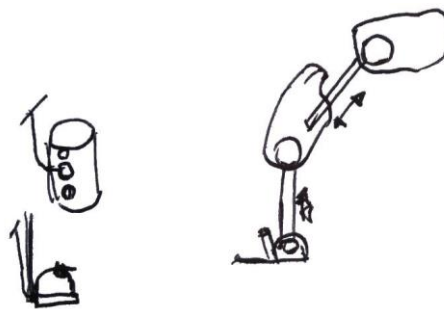


Figura 23- Desenho de conceito relacionado com a capacidade de ajuste do exoesqueleto

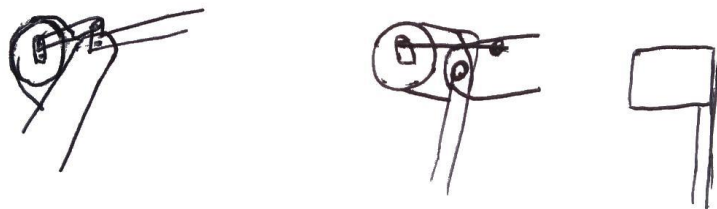
Foi também avaliada a necessidade de recorrer a um sistema de ancoragem, ou apoio, dos membros inferiores. Foram tidas em conta as vantagens e desvantagens da utilização destes sistemas, que se apresentam sumariamente na Tabela 16. Um sistema sem apoio para os membros inferiores implicaria que este não fosse ajustável. Por oposição, o conceito com apoio ao longo dos membros inferiores possibilitaria a existência de segmentos ajustáveis.

A disposição dos atuadores no exoesqueleto é também um assunto importante, visto que estes ocupam um grande volume, resultando numa difícil arrumação. Estes precisam de se encontrar perto das articulações de modo a transmitir a potência, e ocupar o menor espaço possível. Seria ainda possível posicionar os atuadores nas costas do exoesqueleto porém, o espaço ocupado pela transmissão de movimento iria tornar, o exoesqueleto muito volumoso.

*Tabela 16- Vantagens e desvantagens do sistema de apoio*

	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
<b>Sem apoio nas pernas</b>	Simple	Não distribui o apoio ao longo do membro
	Sem sistema de ajuste	Não controla o movimento dos membros inferiores
<b>Com apoio nas pernas</b>	Movimento dos membros de forma paralela	Complexidade acrescida
	Bom apoio dos membros inferiores	Necessita de sistema de ajuste

Na Figura 24 estão representados os desenhos de uma possível montagem lateral dos atuadores, de modo a reduzir a largura do exoesqueleto, por via de tirantes para a transmissão de movimento.



*Figura 24- Desenho de conceito de colocar o conjunto de motorização de forma lateral*

A Tabela 17 mostra as vantagens e desvantagens das diferentes configurações possíveis para os atuadores. Estas podem ser de montagem direta, ou seja, os atuadores encontram-se sobre a articulação, ou de montagem lateral, em que são posicionados

lateralmente à articulação. A escolha do conceito a adotar irá determinar a forma e arrumação do exoesqueleto.

*Tabela 17 - Vantagens e desvantagens da montagem direta e lateral*

	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
<b>Montagem direta</b>	Simples	Largura compromete a praticabilidade Necessita de motores específicos
<b>Montagem lateral</b>	Largura reduzida Permite a utilização de motores maiores	Complexo Disposição que pode levar a soluções com mais elementos

Seguidamente, foram pensados vários conceitos de sistemas de ajuste. O ajuste é a forma de variar o comprimento dos segmentos do exoesqueleto para estes acompanharem o tamanho dos membros inferiores do utilizador. Na parte superior da Figura 25 estão representados os conceitos iniciais a adotar para o sistema de ajuste, que se analisam de seguida, segundo a ordem pela qual se apresentam, da esquerda para a direita.

O primeiro conceito considera um sistema de ajuste rápido, com dois elementos guia e um componente central que, ao rodar vai expandir o comprimento do segmento por via de fusos. O segundo é um sistema tipo muleta, que consiste na utilização de dois componentes concêntricos com intervalos discrepantes, com furações alinhadas por um pino e mola, para manter a posição desejada. O terceiro é um sistema por pressão que é ajustado por um anel cónico, que pressiona contra o componente interior, por aperto de uma porca na extremidade do segundo componente. O quarto conceito é também um sistema por pressão, semelhante ao anterior, mas com a diferença de ser de ajuste rápido. Este possui um tirante no componente superior que liberta dois anéis cónicos, ao exercer uma força que vence a força de uma mola. Por defeito, o sistema mantém os anéis sob pressão mantendo o comprimento desejado. Por fim, considerou-se um sistema de ajuste rápido melhorado, que reduz o número de componentes necessários ao mecanismo. Este mantém duas guias, mas contém apenas uma porca no segmento inferior para realizar o ajuste. Por fim, na parte inferior da Figura 25, estão outros dois conceitos, que não são de ajuste rápido, mas são substancialmente mais simples e robustos. À esquerda, apresenta-se um sistema que consiste num segmento quadrado trocável, que é apertado junto às articulações. À direita, o segmento a trocar é circular, e possui parafusos em cada extremidade, com direções de aperto contrárias de modo a enroscar simultaneamente na parte superior e inferior.

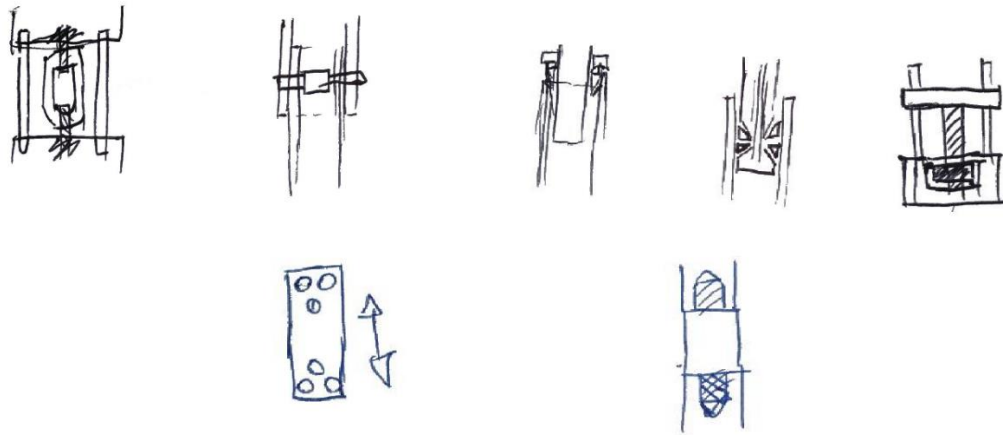


Figura 25- Desenho de conceito do sistema de ajuste dos segmentos do exoesqueleto

Na Tabela 18 estão representados sumariamente os sistemas de ajuste propostos, e respetivos prós e contras de utilização. Foram imediatamente excluídos os sistemas por pressão, por não garantirem segurança. O ajuste rápido referido diz respeito à segunda versão, a versão melhorada.

Tabela 18- Vantagens e desvantagens dos sistemas de ajuste

	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
<b>Rápido</b>	Permite várias medidas Ajuste rápido	Muito complexo Volumoso
<b>Canadiana</b>	Barato Ajuste rápido	Frágil Medidas discretas
<b>Segmento quadrado</b>	Várias medidas Compacto	Caro, feito por medida Necessita de ferramenta especializada
<b>Segmento circular</b>	Várias medidas Compacto	Caro, feito por medida

### Movimento

Os atuadores são os componentes que transferem o movimento ao exoesqueleto, e devem ser compactos e eficientes. Seria possível projetar um exoesqueleto com 2 atuadores, mas isso implicaria um aumento da complexidade do sistema mecânico e a impossibilidade de o produto proporcionar a subida e descida de escadas. Este compromisso resulta do facto de, para que o exoesqueleto possa atingir um ciclo de marcha de 0,84m/s, correspondendo à cadência de 90 passos, este necessita de um binário de 30Nm na articulação do joelho e 50Nm na coxa, com 160Nm e 280 Nm de pico nas respetivas articulações. Segundo o estudo de Colombo et al, afirma que, para realizar a marcha é necessário no mínimo de 1Nm/kg no atuador articulação da anca [29]. De

acordo com os desafios apresentados, tomou-se em consideração as especificações dos produtos da concorrência, que utilizam 4 atuadores para o controlo do movimento dos membros inferiores. De seguida, tomou-se em consideração o tipo de atuação a considerar, que pode ser pneumático elétrico ou hidráulico. Na Tabela 19 estão compilados as vantagens e desvantagens dos tipos de atuação possíveis.

*Tabela 19- Vantagens e desvantagens do tipo de atuador*

	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
<b>Pneumático</b>	Movimento fluido	Complexo, controlo volumoso
		Dificuldade de controlo
<b>Elétrico</b>	Compacto	Binário gerado depende muito da redução
<b>Hidráulico</b>	Capacidade de realizar muito binário	Possibilidade de fuga
		Complexo, controlo volumoso

O tipo de atuação privilegiado para a aplicação do exoesqueleto de reabilitação é o sistema elétrico. Este é o mais eficiente e compacto porque, quando comparado com os outros tipos de atuação, tem uma transformação de energia direta. Por exemplo, nos outros tipos de atuação é necessário um motor elétrico, ou um motor de combustão interna a fornecer energia a um fluido, que por sua vez vai realizar o trabalho. Na atuação elétrica, o motor realiza diretamente o trabalho mecânico necessário ao movimento dos membros.

Os motores elétricos são bons a gerar potência, mas esta encontra-se sob a forma de velocidade rotação, sendo preciso converter a rotação em binário, através de uma redutora. Seguidamente, é necessária a escolha de um tipo de redução para emparelhar com o motor elétrico. As vantagens e desvantagens das redutoras existentes estão sintetizadas na Tabela 20. Esta redutora precisa de ter uma razão de redução em cerca de 1:100, ou seja, o motor elétrico precisa de realizar cem voltas para que o veio de saída da redutora completar uma única volta, multiplicando o binário por cem. Esta transformação tem custos. As partes móveis do sistema proporcionam perdas, porque parte da energia gerada pelo motor é transformada em calor devido à fricção.

Tabela 20 - Vantagens e desvantagens das redutoras existentes

	Vantagens	Desvantagens
<b>Sem fim/coróa</b>	Redução compacta Não reversível	Ineficiente Necessita de redução adicional
<b>Sem fim linear</b>	Não reversível	Falta de linearidade no movimento Volumoso
<b>Planetários</b>	Redução compacta	Muitas partes móveis Vários níveis para atingir o momento desejado
<b>Harmónica</b>	A mais compacta	Fadiga Cara, pequenas produções

De seguida, foram estudados os conceitos da disposição do motor face à redutora, os quais podem ser observados na Figura 26 e que se analisam de seguida, segundo a ordem pela qual se apresentam, da esquerda para a direita.

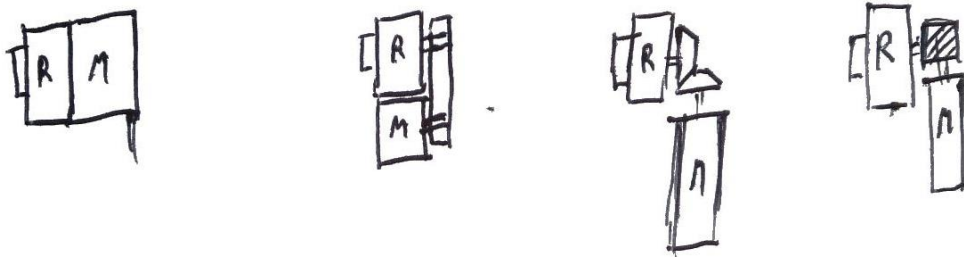


Figura 26- Desenho de conceito da disposição da redutora (R) e o motor (M)

À esquerda, apresenta-se o conceito de configuração direta. Esta não permite redução adicional, é dependente do comprimento do motor e precisa de um acoplador compacto para colmatar desalinhamentos entre os componentes. O segundo conceito representa a disposição lateral por via de um par de polias e uma correia. A correia e polias permitem alguma redução, tal como as helicoidais e cónicas, representadas no terceiro e quarto conceito, mais à direita. As engrenagens cónicas e helicoidais, por permitirem a configuração perpendicular ao eixo da articulação, permitem a utilização de motores mais compridos, sendo o diâmetro do motor o fator mais importante. Finalmente, para poder dispor o atuador de forma lateral, pensou-se num sistema mecânico de biela manivela, em que o movimento é transmitido por via de um tirante. Nesta situação, para colmatar a limitação de amplitude, o tirante tem de ser colocado após a redução do motor, o que faz com que o componente seja solicitado à força máxima. Na Tabela 21 são observáveis as vantagens e desvantagens das configurações laterais da redutora com o motor.



Tabela 21- vantagens e desvantagens das configurações laterais de redutora e motor

	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
<b>Tirante</b>	Silencioso Compacto	Amplitude reduzida Pouca versatilidade
<b>Polia</b>	Pouco ruído Maior redução Reduz a largura	Manutenção Complexo
<b>Cônica</b>	Permite motores longos Maior redução Pouca manutenção	Complexo
<b>Helicoidal</b>	Permite motores longos Pouca manutenção	Complexo Engrenagens caras

### Fonte de energia

Para a atuação dos motores do exoesqueleto de forma independente, é necessário o armazenamento de energia. Isto é conseguido por via de uma bateria, neste caso, um conjunto de baterias de menores dimensões, também designadas por células. Estas encontram-se agregadas de modo a satisfazer a voltagem requerida e proporcionar autonomia aos sistemas elétricos por um grande período de tempo. Para realizar os movimentos requeridos pelos utilizadores, as potências exigidas aos motores implicam uma tensão de 48V em corrente contínua, e uma configuração em paralelo para proporcionar uma autonomia de 2h. Na Figura 27 observa-se o desenho de conceito da unidade de bateria, sendo tida em consideração a ventilação nos topos para refrigeração das células da bateria.



Figura 27- Desenho do conceito da bateria

As células são constituídas por um terminal positivo e um terminal negativo. Entre estes estão várias camadas de elétrodos positivos e negativos intercalados. O tipo de célula utilizado representa diferenças para o conceito do conjunto da bateria.

As células cilíndricas possuem camadas organizadas de forma radial e as células espalmadas possuem as camadas empilhadas no plano. As vantagens e desvantagens de cada um destes tipos de célula apresentam-se sumariamente na Tabela 22.

Tabela 22- Vantagens e desvantagens entre tipo de células

	<b>Vantagens</b>	<b>Desvantagens</b>
<b>Espalmadas</b>	Compacto	Dificuldade de refrigeração Incham quando muito solicitadas
<b>Cilíndricas</b>	Feitas em massa Suportam pressões elevadas	Arrumação ineficiente

### 3.5.3 Seleção de conceitos

Depois de ter exposto os prós e contras dos conceitos, foram tomadas as decisões de qual escolher. Cada critério de seleção tem um valor específico, porque estes têm impactos diferentes. Por este motivo, estipulou-se que os conceitos a ter maior consideração são a estrutura do produto, o ajuste, a disposição dos motores, a escolha do tipo atuador, o tipo de redução e as baterias. Depois de definidos estes parâmetros, selecionam-se os conceitos secundários a utilizar, nomeadamente o sistema de controlo, as coberturas e os tipos de apoios.

#### Estrutura

A estrutura vai ser constituída por vários segmentos. Esta está limitada à forma das pernas do indivíduo, para tentar minimizar a existência de saliências. Por outro lado, também é importante a disposição dos motores em relação à articulação. A Tabela 23 ilustra a matriz de decisão para o sistema de apoio. O sistema sem apoios, apesar de ser menos dispendioso e não necessitar de ajuste, falha no apoio dos membros. A versão com apoio escolhida mantém sempre os membros paralelos à estrutura, possuindo maior versatilidade, em consequência de complexidade acrescida.

Tabela 23- Matriz de decisão de apoios

Critério de seleção	Peso (%)	Sem apoio nas pernas		Apoio nas pernas	
		Pontos	Cotação	Pontos	Cotação
Ancoragem	20	1	0,20	4	0,80
Conforto	15	1	0,15	3	0,45
Volume	10	3	0,30	3	0,30
Facilidade em vestir	15	4	0,60	2	0,30
Largura	10	4	0,40	2	0,20
Peso	15	4	0,60	3	0,45
Preço	15	4	0,60	3	0,45
Total ponderado		2,85		2,95	
Continua conceito?		não		sim	

Como se conclui, o sistema de apoio é importante. Para fazer a ligação entre o utilizador e o exoesqueleto é necessário um sistema de cintas, concebido para posicionar os membros inferiores na posição correta, para que estes movimentem paralelamente à estrutura do exoesqueleto. Estas cintas devem proporcionar uma ancoragem que não danificar os membros inferiores, e serem fáceis de colocar sem ajuda externa.

### Disposição do motor

A Tabela 24 ilustra a matriz de decisão da disposição dos motores. Apesar do conceito de acionamento lateral estar eleito como vencedor, na realidade foram ambos utilizados. O design lateral foi implementado na zona da anca, em que os atuadores estão posicionados na zona das costas, o que vai diminuir a largura para o exoesqueleto na zona da anca, permitindo sentar em cadeiras de rodas. Na zona do joelho, a aplicação de um atuador de forma lateral apresentaria uma fraca solução do ponto de vista estético, tendo-se optado por um sistema compacto aplicado de forma direta.

Tabela 24- Matriz de decisão da disposição dos motores

Critério de seleção	Peso (%)	Acionamento direto		Acionamento lateral	
		Pontos	Cotação	Pontos	Cotação
Ancoragem das pernas	20	4	0,80	4	0,80
Conforto	15	2	0,30	3	0,45
Volume	10	3	0,30	2	0,20
Facilidade em vestir	15	2	0,30	3	0,45
Largura	10	2	0,20	4	0,40
Peso	15	3	0,45	2	0,30
Preço	15	3	0,45	2	0,30
Total ponderado Continua conceito?		2,80 sim		2,90 sim	

### Sistema de ajuste

O sistema de ajuste é um sistema muito importante, por permitir a regulação do comprimento dos segmentos do exoesqueleto. Na Tabela 25 que o segmento circular foi escolhido, principalmente pela sua robustez, fiabilidade e bom desempenho geral. O exoesqueleto deve ser ajustável, os segmentos devem variar de comprimento de modo a permitirem a sua utilização por grande parte da população. Tem de permitir o ajuste entre indivíduos de uma estatura de 1.45m e 1.90m.

Tabela 25- Matriz de decisão do sistema de ajuste

Critério de seleção	Peso (%)	Rápido		Canadiana		Segmento quadrado		Segmento circular	
		Pontos	Cotação	Pontos	Cotação	Pontos	Cotação	Pontos	Cotação
Facilidade de construção	20	4	0,80	4	0,80	1	0,20	2	0,40
Peso	20	1	0,20	2	0,40	3	0,60	2	0,40
Volume	10	1	0,10	3	0,30	3	0,30	4	0,40
Fiabilidade	20	2	0,40	2	0,40	3	0,60	3	0,60
Rigidez	20	3	0,60	1	0,20	3	0,60	3	0,60
Preço	10	1	0,10	4	0,40	2	0,20	2	0,20
Total ponderado Continua conceito?		2,20 não		2,50 não		2,50 não		2,60 sim	

### Atuador

A escolha do atuador decide como o exoesqueleto vai ser movido. O atuador elétrico ganha claramente contra os outros tipos, apesar de não gerar tanta força, é mais compacto, barato e o seu controlo é fácil e preciso, observável na Tabela 26. Na realidade os sistemas hidráulicos e pneumáticos só se justificam para aplicações maiores ou militares.

*Tabela 26- Matriz de decisão do tipo de atuador*

Critério de seleção	Peso (%)	Pneumático		Elétrico		Hidráulico	
		Pontos	Cotação	Pontos	Cotação	Pontos	Cotação
Potência	20	4	0,80	2	0,40	4	0,80
Peso	20	2	0,40	4	0,80	1	0,20
Volume	10	2	0,20	3	0,30	2	0,20
Fiabilidade	20	2	0,40	4	0,80	3	0,60
Facilidade de controlo	20	1	0,20	4	0,80	3	0,60
Preço	10	2	0,20	3	0,30	2	0,20
Total ponderado		2,20		3,40		2,60	
Continua conceito?		não		sim		não	

### Tipo de redutor

O atuador elétrico precisa de uma redutora para atingir o requisito de binário. Estas precisam de realizar uma conversão de 1 para 100. O compromisso dessa redução é que este pode ocupar muito espaço, ter vários estágios e grande ineficiência. A melhor relação entre peso e potência é atingida com motores sem escovas e redução harmónica, como mostra na Tabela 27.

*Tabela 27- Matriz de decisão do tipo de redução*

Critério de seleção	Peso (%)	Sem fim/corona		Sem fim linear		Planetários		Harmónica	
		Pontos	Cotação	Pontos	Cotação	Pontos	Cotação	Pontos	Cotação
Eficiência	25	1	0,25	3	0,75	4	1,00	4	1,00
Peso	25	3	0,75	2	0,50	3	0,75	4	1,00
Volume	25	2	0,50	2	0,50	3	0,75	4	1,00
Preço	25	4	1,00	3	0,75	2	0,50	1	0,25
Total ponderado		2,50		2,50		3,00		3,25	
Continua conceito?		não		não		não		sim	

### Transmissão de potência

Para a disposição lateral do atuador é importante respeitar o volume ocupado por esta, tal como a largura que o mecanismo corresponde. No volume verificou-se que partes do exoesqueleto salientes a 70mm afastados da perna no plano lateral, tornam o exoesqueleto numa obstrução às atividades do utilizador [30], tal como sentar e passar por uma porta. O fator crucial para optar a disposição do atuador de forma lateral é que este permite a utilização de cadeiras de rodas. As cadeiras de rodas são limitadas em largura, por possuírem apoios dos braços e rodas lateralmente. Na Tabela 28 é possível ver que o tirante é a melhor opção por ser mais fiável, menor largura e volume.

*Tabela 28- Matriz de decisão do acionamento*

Critério de seleção	Peso (%)	Helicoidal		Polia		Cónica		Tirante	
		Pontos	Cotação	Pontos	Cotação	Pontos	Cotação	Pontos	Cotação
Potência	25	3	0,75	2	0,50	3	0,75	4	1,00
Peso	20	2	0,40	3	0,60	2	0,40	3	0,60
Volume	10	3	0,30	4	0,40	1	0,10	3	0,30
Fiabilidade	15	4	0,60	2	0,30	3	0,45	4	0,60
Largura	20	1	0,20	4	0,80	3	0,60	3	0,60
Preço	10	1	0,10	3	0,30	2	0,20	3	0,30
Total ponderado		2,35		2,90		2,50		3,40	
Continua conceito?		não		não		não		sim	

### Baterias

A bateria mais indicada para a construção do conjunto é a bateria 18650 [31]. Esta bateria assume uma forma cilíndrica, possui uma elevada densidade elétrica e é feita em grandes quantidades, tornando a solução mais económica. A forma cilíndrica da bateria não aproveita eficientemente o espaço, mas contribui para a refrigeração desta, preservando a sua performance, já que o calor afeta significativamente o tempo de vida [32].

Na Tabela 29 observa-se que a bateria cilíndrica é a melhor opção por ser a solução mais económica e mais fiável.

Tabela 29- Matriz de decisão da bateria

Critério de seleção	Peso (%)	Espalmadas		Cilíndricas	
		Pontos	Cotação	Pontos	Cotação
Eficiência	20	4	0,80	4	0,80
Peso	20	3	0,60	2	0,40
Volume	20	3	0,60	2	0,40
Modularidade	20	3	0,60	4	0,80
Preço	20	1	0,20	3	0,60
Total ponderado		2,80		3,00	
Continua conceito?		não		sim	

### Geometria e material dos segmentos

Para escolher a forma e o material composto dos segmentos de ajuste, é necessário ter em conta que estes fatores influenciam diretamente o custo e peso. O peso é um fator a ter em consideração, pois não deve ser subestimado no projeto do exoesqueleto. A estrutura deve suportar um utilizador de 100 kg e o seu próprio peso. Logo um incremento de peso da estrutura resulta num reforço adicional da mesma, sendo fixo o peso dos outros componentes para dar as suas funcionalidades. Para a escolha de materiais, a utilização de compósitos foi descartada, estes são mais caros e de difícil reutilização. Foi escolhido então o alumínio por permitir soluções estruturais com um peso relativamente aceitável a um menor custo. Foi feito um estudo em que foram simulados vários perfis com várias geometrias, aqui o segmento escolhido foi da coxa, por ser o segmento mais comprido sendo encastrado numa extremidade. Na outra extremidade foram aplicadas as forças correspondentes à força de reação na articulação do joelho. Na Figura 28 observam-se os vários segmentos simulados em alumínio, seguindo-se da esquerda para a direita: circular, quadrado, semi-circular, rectangular com um lado curvo, furos circulares laterais, furos laterais triangulares. Destes perfis o circular é o mais eficiente por otimizar o volume de material utilizado, ser de mais fácil fabrico e possuir menor deslocamento. Também foram testados perfis mais complexos e com materiais mais caros, nomeadamente o compósito de fibra de carbono. Este teste verifica até onde um perfil anatómico ao membro inferior é vantajoso. Elaboraram-se perfis que além da curvatura, seguem o contorno do membro inferior. Estes podem ser vistos na Figura 29, da esquerda para a direita: circular, quadrado, retangular a seguir a curvatura da perna, e espalmado com uma

nervura de reforço. A estrutura foi pensada em ser completamente de alumínio, mas após verificação estrutural, verificou-se que a peça, que fazia a ligação entre a perna e as costas do exoesqueleto, sofria de concentrações de tensão. Foi então optado trocar o material desse componente, de modo a suportar as cargas de pico e não sucumbir à fadiga. Concluindo, o segmento circular em alumínio é o mais adequado por conseguir ser mais económico sem comprometer peso e resistência. Pois o peso exoesqueleto afeta diretamente a sua capacidade, e o uso de matérias compósitos encarece o preço final do produto sem grande aumento de performance.

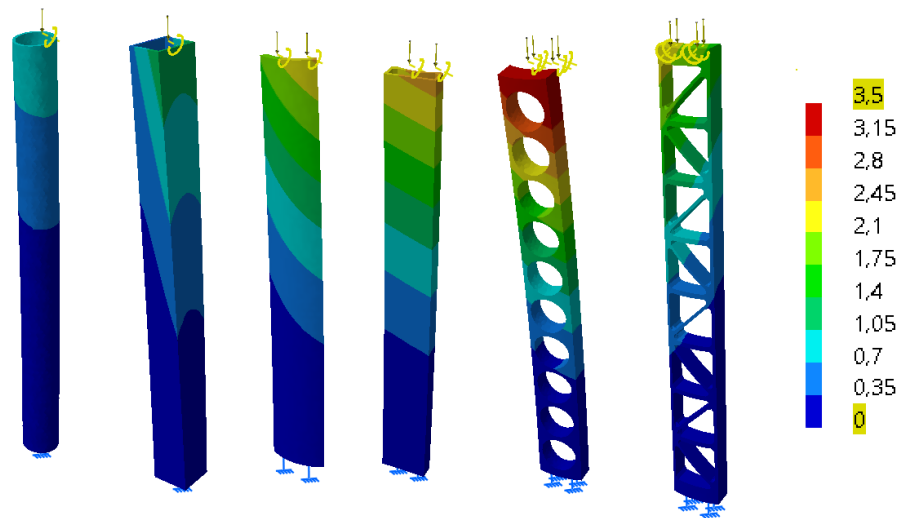


Figura 28- Vários tipos de segmentos propostos, deslocamento máximo à direita em milímetros

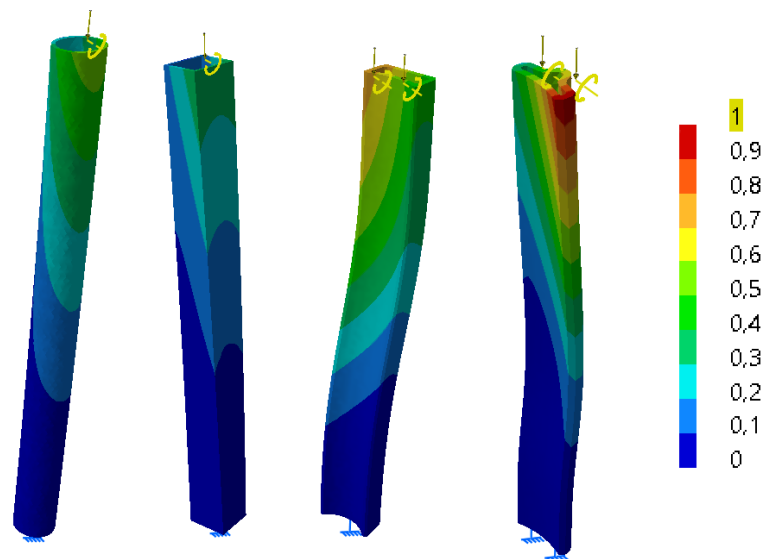


Figura 29- Perfis complexos versus simples, deslocamento máximo à direita em milímetros



### **Materiais para componentes secundários**

Os designs secundários surgem depois de fazer as escolhas principais, são dependentes dos referidos anteriormente e caracterizam-se por os sistemas de controlo, coberturas e apoio. O sistema de controlo é um conjunto de componentes que permitem aos motores do exoesqueleto moverem-se da forma pretendida. Os motores são controlados pelos drivers, estes são capazes de modular a potência dada pelas baterias, controlar a velocidade e rotação, tal como uma posição específica. Os drivers precisam de um “cérebro”: o Arduino, que é um computador miniatura. Este recebe os dados dos sensores e do comando, e envia os sinais de posição pretendida aos drivers. Os componentes que fazem parte do sistema de controlo são essenciais para o bom funcionamento do exoesqueleto. Estes precisam de fiabilidade e compatibilidade de um sistema operativo para a sua programação. As coberturas têm dupla funcionalidade. Estas permitem envolver os componentes essenciais do exoesqueleto, protegendo o utilizador de possíveis danos nos mecanismos e servir de elemento de estética. Dando um especto limpo, sem fios à vista. Nos componentes em contacto com o utilizador foi optado por um material mais flexível, o ABS. Este termoplástico permite ser utilizado em soluções de produção aditiva, ou seja, impressoras 3D. Este método descarta o uso de moldes de injeção, que possuem um custo elevado por peça para produções pequenas ou por medida.

## ***3.6 Arquitetura e modularidade do exoesqueleto***

A arquitetura de um projeto baseia-se no pensamento dos elementos funcionais e físicos. Os elementos funcionais são as operações individuais, cujas transformações contribuem para a performance geral do produto. No exoesqueleto alguns dos elementos funcionais são por exemplo: o sistema de ajuste, o sistema de controlo e o apoio do utilizador. Os elementos físicos são: as peças, os componentes e os subconjuntos que implementam as funcionalidades do exoesqueleto. Estes elementos vão sendo mais definidos à medida que o produto vai sendo desenvolvido. Alguns destes elementos físicos são ditados pelo conceito do produto e outros vão sendo criados à medida que o conceito do produto vai sendo trabalhado, ou seja, compostos por um conjunto de componentes. A arquitetura de um produto é o esquema pelos quais os elementos funcionais são normalmente organizados em blocos físicos, e como interagem. A modularidade é uma propriedade relativa à arquitetura de um produto. No exoesqueleto adota-se o tipo “slot”, ou seja, o interface entre os vários módulos é do tipo “rasgo”. Este

encaixe faz com que cada componente tenha uma configuração única de ligação que impossibilita a sua troca errada por outro componente. O exoesqueleto pode ser dividido em três módulos principais: o módulo das costas, das pernas e de apoio, como se pode observar Tabela 30. Dentro de cada módulo estão os módulos secundários, que fazem as operações com cada uma das suas funções específicas.

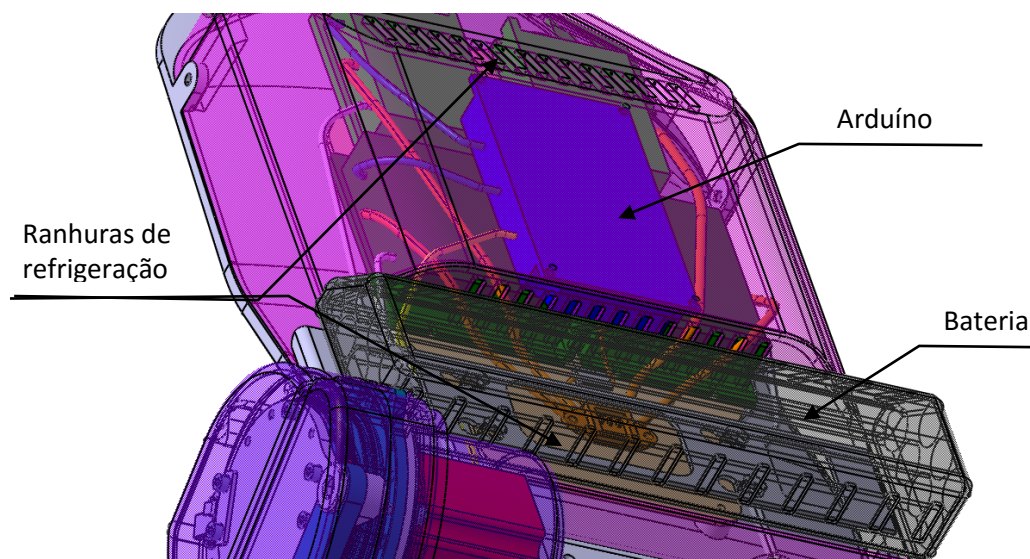
*Tabela 30- Módulos principais do exoesqueleto*

Exoesqueleto	Costas	Controlo	Drivers Sensores hall
		Comando	Arduíno Placa Wifi/BT
		Estrutura	Apoio das costas Ventilação
		Bateria	Aviso de bateria fraca Removível Fonte comutada
	Pernas	Anca	Motor Redutora/biela Sensor hall Ajuste largura anca
		Joelho	Motor Redutora Sensor hall Ajuste comprimento
		Pé	Apoio Triangular Mola tornozelo Sensor planta do pé Ajuste comprimento
	Apoio	Braços	Muletas Sistema feedback Controlo marcha Comunicação fio/BT

O módulo das costas é o que combina todo o sistema de controlo e alimentação do exoesqueleto, observável na Figura 30. Este tem o Arduíno, que se assemelha a um computador miniatura. Os drivers, componentes que recebendo informação do Arduíno controlam o movimento dos motores. Sendo estes responsáveis pela parte de potência. É constituído também por uma estrutura com um apoio feito em alumínio em forma anatómica, que suporta tanto a zona lombar do utilizador, como o sistema de controlo e a bateria. Esta unidade é responsável pelo armazenamento de energia utilizada pelo exoesqueleto.

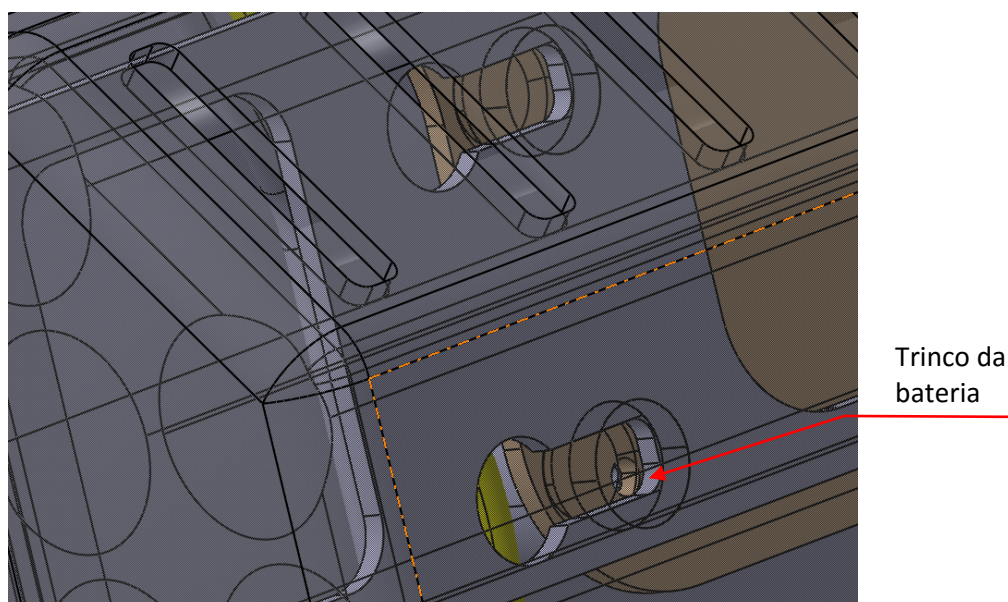
Foi dado especial ênfase às coberturas que cobrem a eletrónica por estas permitirem a circulação do ar na refrigeração dos componentes. Estes tendem a aquecer devido às ineficiências, pois parte da energia ao longo dos circuitos é transformada em calor, que é proporcional à potência envolvida no sistema. A Figura 30 mostra as ranhuras de

refrigeração passiva, que tiram partido da ascensão e escape do ar quente pela zona superior e entrada de ar fresco pela zona inferior.



*Figura 30- Módulo das costas com os seus componentes principais*

Na Figura 31 observa-se em pormenor o método de trinco, cujo mecanismo de trinco da bateria é uma peça que desliza da direita para a esquerda, engatando nos pinos da cobertura da bateria. Para libertar esta é o método contrário, da esquerda para a direita.

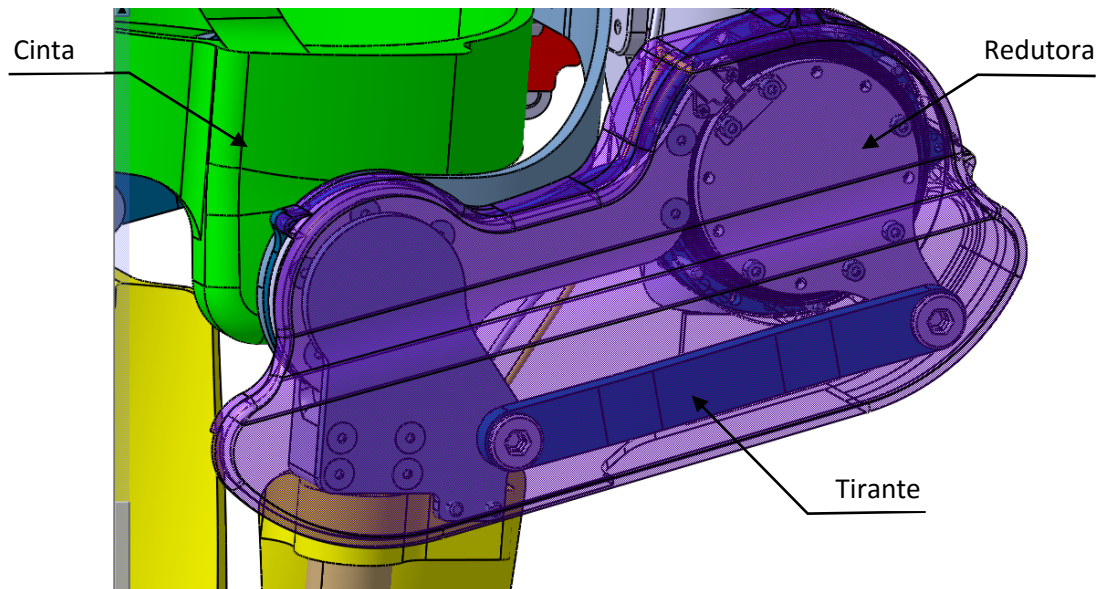


*Figura 31- pormenor do trinco da bateria*

O módulo principal das pernas é constituído pelos módulos da anca, joelho e tornozelo, como é possível observar. Este módulo contém todos os mecanismos que animam o exoesqueleto, que ancoram os membros inferiores aos segmentos de ajuste que permitem

vários tamanhos de utilizador. Na anca encontra-se o motor para a acionar, também o sistema de transmissão de potência com as respetivas carnagens e o sistema de ajuste.

Como é observável na Figura 32 o sistema de biela manivela que permite alojar o conjunto motor e redutora na zona posterior do exoesqueleto. Esta configuração permite reduzir a largura do exoesqueleto na zona da anca e a utilização de motores menos compactos, que são os motores passo. O tirante transmite o movimento pelos excêntricos, um do lado do motor e outro do lado da articulação da anca. Para diminuir a fricção deste movimento existem casquilhos de lubrificante sólido embutidos no tirante. Estes são postos à pressão, funcionam melhor do que rolamentos de esferas em movimentos de amplitudes reduzidas e são mais compactos.



*Figura 32- Módulo da anca, sistema de transmissão de potência biela manivela*

A Figura 33 mostra mais detalhadamente o mecanismo que permite o bloqueio e alinhamento dos segmentos de ajuste das pernas

Este mecanismo é composto por um pino que está inserido numa cavidade que, empurrado por uma mola, avança e imobiliza na posição correta o segmento. Ao trocar o segmento para um individuo de estatura diferente ou facilitar a arrumação, é necessário deslocar o pino contra a força da mola, para simultaneamente rodar o segmento para desapertar o conjunto.



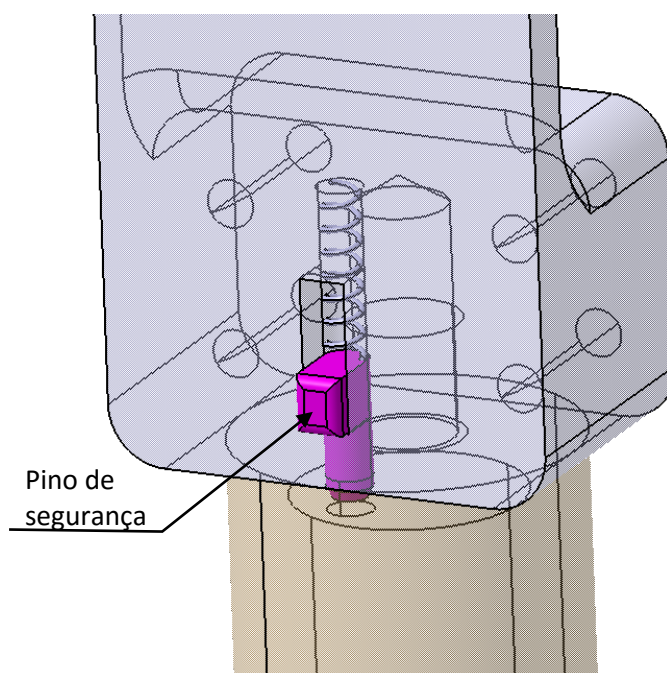


Figura 33- Pormenor do trinco dos segmentos ajustáveis

No módulo do joelho foi aplicado por um conjunto mais compacto, como se pode ver na Figura 34. Este é mais compacto pelo uso de um motor sem escovas, evidenciado a vermelho. Na figura também é possível ver o sensor, para determinar a posição absoluta da perna.

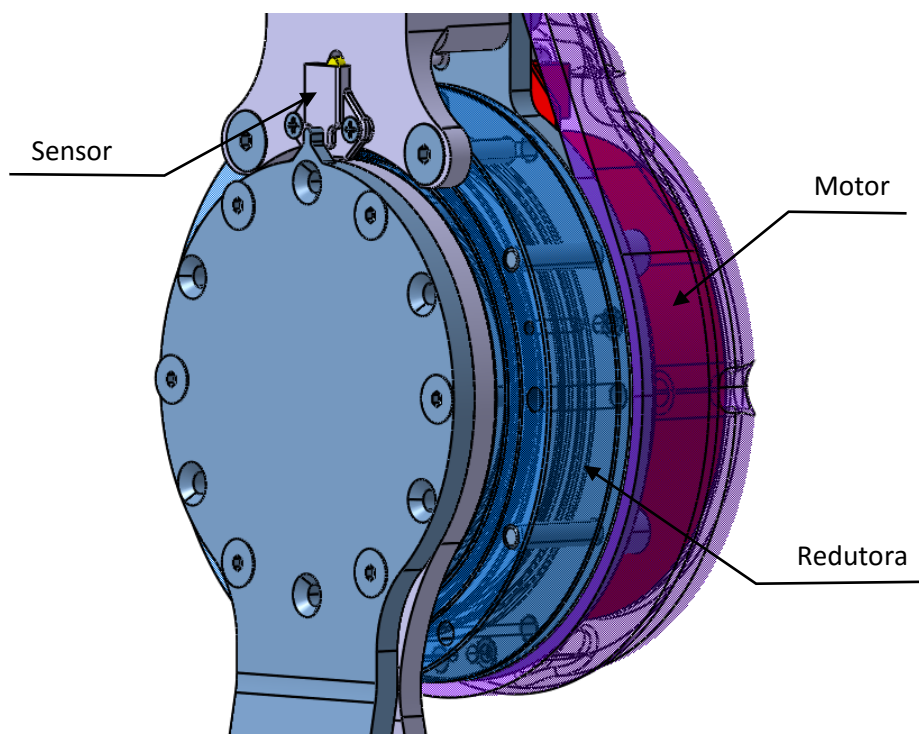
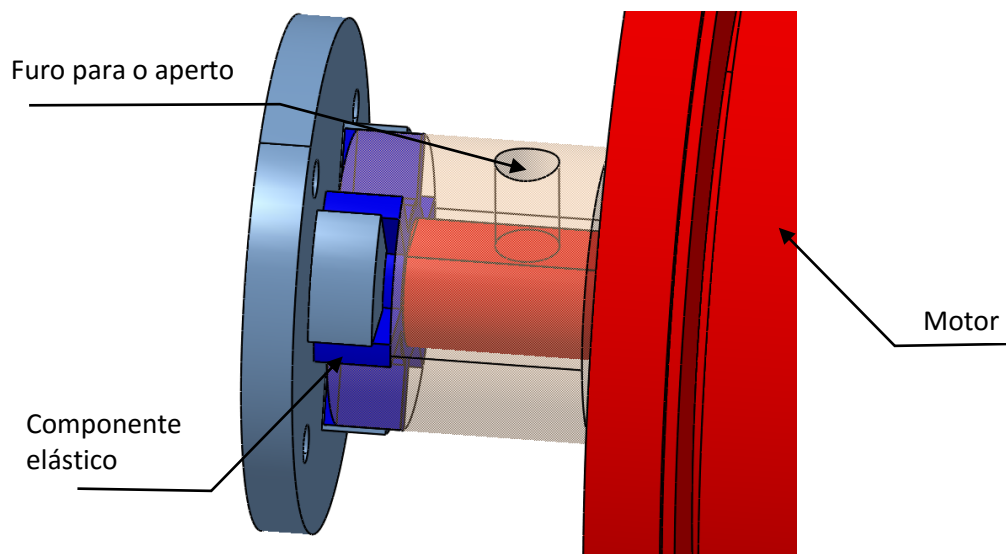


Figura 34- Módulo do sistema da articulação do joelho

Para os conjuntos de motor e redutora, foram desenhados acopladores compactos, para utilizar no espaço oco desta. Estes acopladores servem para minimizar desalinhamentos

produzidos pelo fabrico dos componentes. A sua existência aumenta o tempo de vida do sistema. Como é observável na Figura 35 o motor está a vermelho, a azul-escuro é o elemento elástico que transmite o movimento e absorve os desalinhamentos e vibrações, a azul-claro é o componente apertado à redutora. O componente transparente, é ligado ao motor e apresenta um furo que permite a inserção de um parafuso para tirar a folga e deslizamentos ao longo do eixo do motor. No tornozelo foi feita uma abordagem diferente dos outros segmentos, aqui a articulação é passiva, isto permite poupar no custo total do exoesqueleto e simplificar o produto.



*Figura 35- Pormenor do acoplador do motor com a redutora*

Na Figura 36 é possível visualizar a mola através do componente transparente. Esta permite o movimento de dorsiflexão em 15° graus, e a força desta pode ser ajustada ao dar mais ou menos aperto do parafuso modificado. Este possui um pino na ponta para centrar esta mola. A caixa serve para limitar o movimento de plantarflexão, e também para alojar os casquilhos de lubrificação sólida. Estes encontram-se nas laterais e no eixo para diminuir o desgaste dos componentes. O pé do exoesqueleto tem uma forma que permite dois apoios em vez de um único. Isto pretende evitar instabilidade, em caso da superfície possuir alguma irregularidade. Os apoios são nas zonas mais importantes, calcanhar e dedos do pé. Juntamente com muleta, forma-se um triângulo que permite maior estabilidade durante as atividades do exoesqueleto.

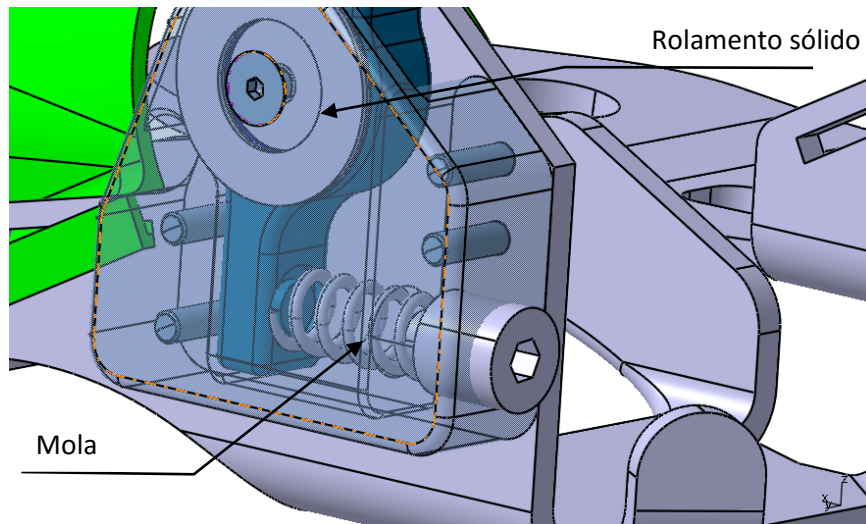


Figura 36- Módulo do tornozelo com a mola com o sistema de ajuste no tornozelo

No âmbito do desenvolvimento de um plano de diferenciação este passa por ter variações do mesmo produto de forma a ter variedade e responder a vários públicos-alvo a um menor custo. Aqui podem ser adotadas várias estratégias, mudança de cores, texturas dos materiais, componentes estéticos e componentes melhorados para responder a uma necessidade particular. Como os componentes de carnagem e apoio estão pensados ser feitos por processo aditivo, impressão 3D é fácil mudar a sua cor, por defeito não são componentes feitos em grandes séries. Estes componentes de apoio podem ser feitos por medida, quando especificamente pedido, aqui podem se variar os materiais e formas. Estes podem ser constituídos por polímeros de ultra alta densidade que suportam melhor a fadiga e possuem melhor resistência. Aqui também se insere apoios modificados que possam permitir a utilizadores com deficiências nos membros inferiores. Os componentes estéticos podem ser umas mangas que cobrem os segmentos entre as articulações. Estas são montadas conjuntamente com os segmentos de ajuste e encaixam nas extremidades, nas zonas de articulação, estes além de dar uma apresentação melhor ao exoesqueleto também protegem o utilizador de se entalar e proteger os cabos do exoesqueleto. Para os componentes melhorados pode se introduzir uma bateria com capacidade acrescida que fica mais saliente da parte de trás. Por outro lado pode ser incorporado um sistema de ventilação forçada que ajuda os componentes elétricos na sua refrigeração no caso de utilização do exoesqueleto para climas quentes.

Adicionalmente pode ser feita uma versão melhorada que contem o sistema de feedback ao utilizador. Este tem os sensores inseridos nas solas e os motores de vibração háptica nos braços. Isto pode devolver a sensação de estar a apoiar o pé no solo.

### 3.7 Modelação do exoesqueleto

#### 3.7.1 Princípios gerais da modelação

O exoesqueleto final apresenta quatro motores, estes atuam os movimentos de flexão e extensão da anca e do joelho, e ainda tem movimentos passivos do tornozelo, tendo a ajuda de uma mola que pode ser ajustada. O exoesqueleto é alimentado por uma bateria de iões de lítio que é destacável, e é controlado por botões introduzidos nas muletas. A disposição dos motores da anca permite que o utilizador possa sentar em uma cadeira que tenha restrições de largura. O exoesqueleto pesa aproximadamente 20 quilos, é feito maioritariamente de alumínio, porque ajuda a baixar o seu peso e custo. Este tem segmentos de ajuste que é preciso tocar para ajustar a várias estaturas de utilizador, e várias medidas de ajuste da largura da anca. Toda a modelação assistida por computador, CAD, foi feita no programa Catia V5, na Figura 37 observa-se a modelação no programa.

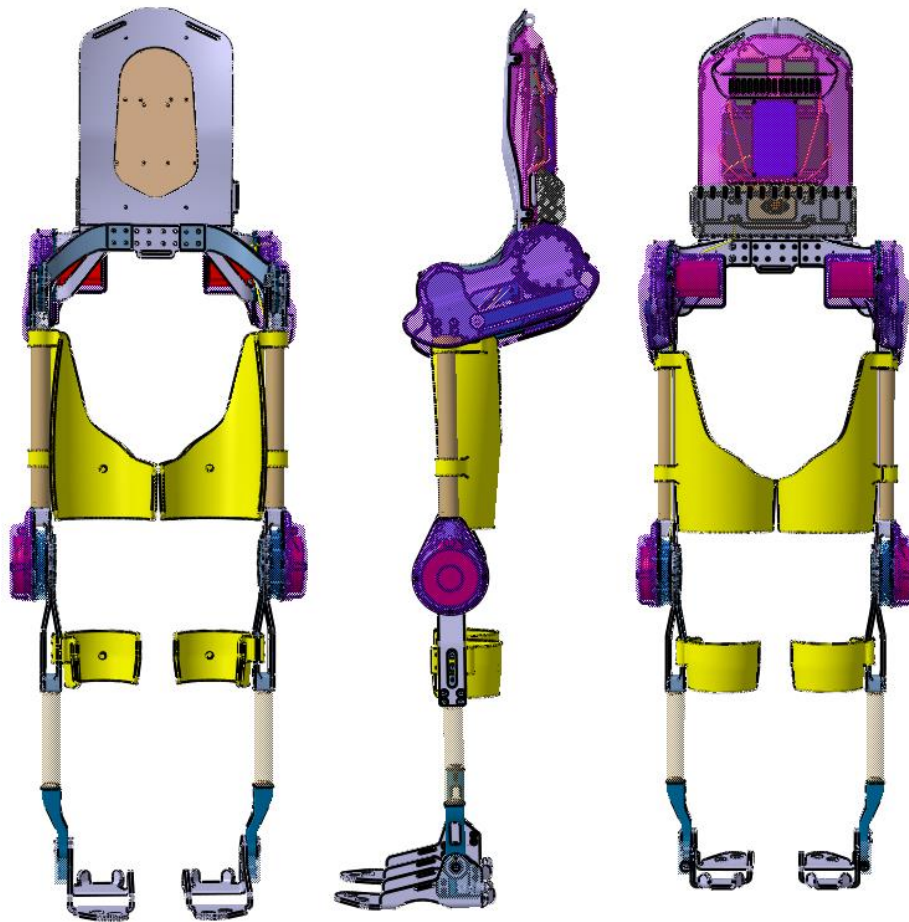
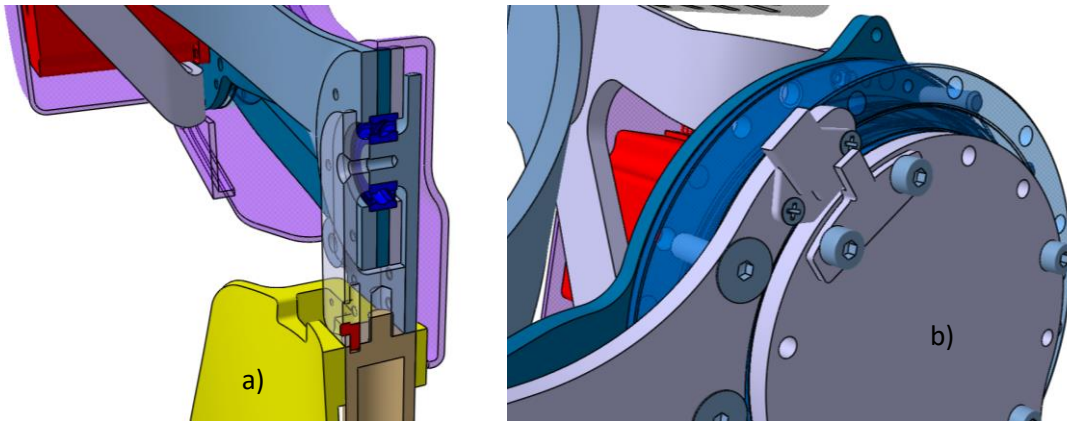


Figura 37 - modelação CAD no programa Catia v5

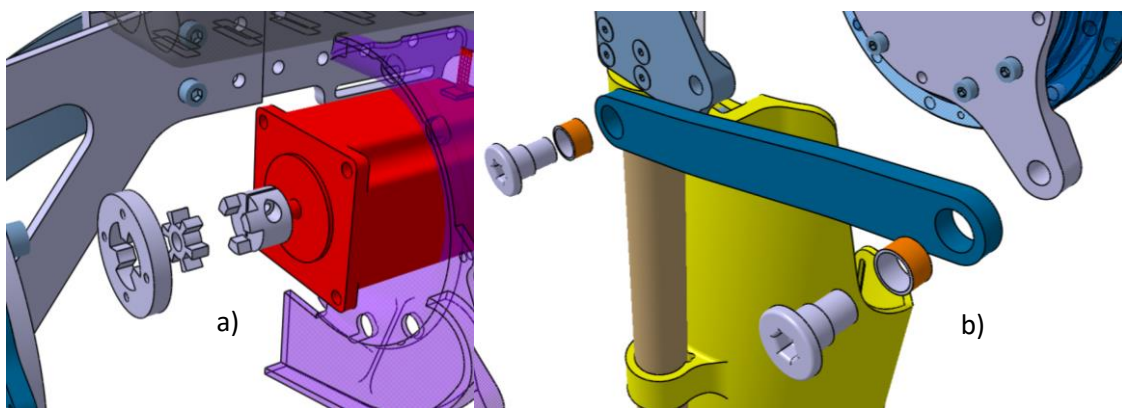


Nesta modelação consegue-se observar vários pormenores para garantir que o atravancamento dos componentes permita o seu funcionamento. Na Figura 38 observa-se os componentes em corte da zona da anca e o sensor para avaliar se encontram da forma a permitirem o movimento.



*Figura 38 - Pormenor da modelação a) corte da anca b) sensor da anca*

Aqui também se pode ter uma ideia de como todos os mecanismos podem ser montados, ao arrastar as peças para avaliar o seu percurso de montagem. É possível observar na Figura 39 os componentes do acoplador da anca e o tirante de transmissão de potência com os respectivos casquilhos de lubrificante sólido.



*Figura 39 - pormenores da modelação a) acoplador do motor b) tirante de transmissão de potência*

De seguida, são apresentadas várias imagens foto realísticas, para mostrar o exoesqueleto na sua utilização em tarefas comuns do dia-a-dia: a posição sentada, posição ereta e a subir escadas.

### 3.7.2 Exoesqueleto na posição sentado

Mostra-se na Figura 40, imagem foto realísticas de um utilizador de estatura média, sentado em uma cadeira de tamanho normalizado. Verifica-se que na zona da anca, os motores não são salientes, que resultando na possível utilização de uma cadeira de rodas.

Aqui nas imagens foto realísticas apresentadas foram aplicados materiais para melhor representar a sua cor e textura.



Figura 40- imagens foto realística sentado e visto de cima

### 3.7.3 Exoesqueleto na posição ereta

Na Figura 41 observa-se a utilização normal do exoesqueleto na marcha. O utilizador usa as muletas para se apoiar durante a marcha, e para controlar os movimentos.



*Figura 41- imagens foto realística ereto, visto de frente e visto de trás*

#### ***3.7.4 Exoesqueleto na subida e descida de escadas***

O exoesqueleto também foi pensado para poder subir e descer escadas, como se pode observar na Figura 42 em ação.



*Figura 42- imagens foto realística a subir escadas*

### 3.7.5 Protótipo físico

Finalmente foi feito um protótipo feito ao quarto de escala em uma impressora 3D. Este protótipo pode ser visto na Figura 43.

O processo de produção começou a partir da modulação feita com o manequim do programa Catia, depois todo o conjunto foi convertido em um ficheiro STL, é o formato onde todos os objetos do desenho assistido por computador são formados por uma superfície de triângulos.

A impressora 3D funciona como uma fresadora controlada por comando numérico, trabalha com comandos de código G. Estes comandos são obtidos através do programa “Cura 15.04.2” que transforma o ficheiro de superfícies STL em código G.

Como a impressora utilizada, “BQ Prusa i3”, tem limitação de área de impressão, todo o conjunto foi dividido em vários segmentos para ser feito por várias partes que depois são coladas. A impressora utiliza o ácido polilático, um polímero biodegradável que é aquecido e extrudido em camadas para formar o objeto pretendido.



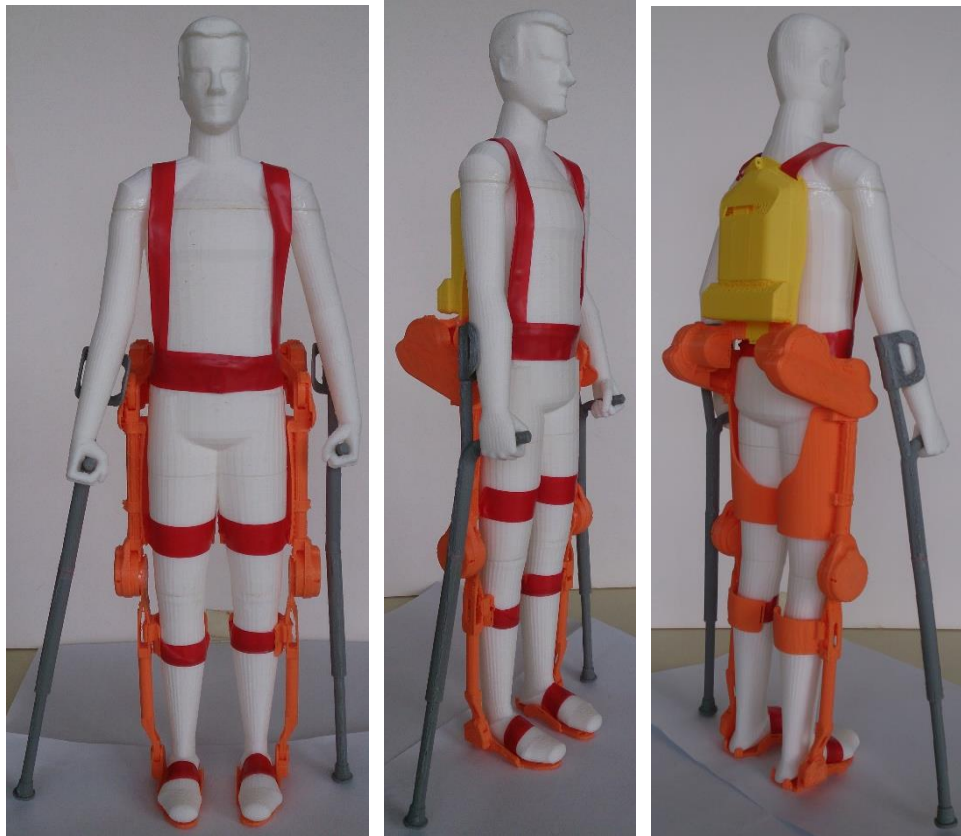


Figura 43 - Protótipo físico do exoesqueleto

### 3.8 Design robusto

A caracterização da robustez de um produto é medida pela performance do desempenho do seu funcionamento em condições desfavoráveis. Estas são definidas pelo ruído, ou seja, significa haver variações incontroladas dos parâmetros em torno do produto, ao nível do seu funcionamento ou produção. O desenho robusto é a atividade de incrementar o desempenho e minimizar a influência do ruído no produto. São utilizados métodos experimentais e analíticos para assegurar a performance do produto. Numa gama de variação desses parâmetros de projeto, ou seja, um valor robusto é aquele que varia pouco ou nada no desempenho do produto, sob a influência de ruído.

#### 3.8.1 *Análise de modo falha e efeito cliente*

A análise de modo de falha e efeito (AMFE) é uma técnica exaustiva e rigorosa de trabalho em grupo. Esta é muito eficaz na colocação comum da experiência e na competência de cada um dos participantes. A AMFE conduz à implementação de ações

corretivas que estão divididas em cinco fases: iniciação, análise funcional, análise de falhas, hierarquização de falhas e decisão das ações corretivas.

A Tabela 31 observa-se a análise das falhas e a definição da sua prioridade.

*Tabela 31- Análise de modo falha e efeito*

Potencial modo falha	Potenciais efeitos da falha	Severidade	Potenciais causas	Frequência	Processo de controlo da falha	Deteção	Prioridade	Ação
<b>Falha no sistema das cintas</b>	Aperto em excesso	6	Constricção dos membros inferiores	7	Cintas possuírem elásticos / utilizador verificar a pressão do aperto	3	126	<b>Sistema elástico</b>
	Aperto insuficiente	5	Ancoragem insuficiente / membros soltos	4	Utilizador verificar a pressão do aperto	2	40	<b>Sem ação P&lt;100</b>
<b>Falta de aderência ao solo</b>	Escorregar / quedas	3	Desgaste das borrachas de contato ao chão	4	Visual	4	48	<b>Sem ação P&lt;100</b>
			Chão molhado / húmido		Visual	4	48	<b>Sem ação P&lt;100</b>
<b>Falha da bateria</b>	Perna de binário nos atuadores, falta de força	6	Bateria descarregada	4	Sistema de controlo da carga e aviso de bateria baixa	2	48	<b>Sem ação P&lt;100</b>
		6	Temperatura elevada	4	Sistema entrar em modo de segurança / ventilação	2	48	<b>Sem ação P&lt;100</b>
<b>Não realizar marcha</b>	Rolamentos gripam	8	Poeiras	2	Manutenção profunda / rolamentos blindados	6	96	<b>Sem ação P&lt;100</b>
<b>Falha na ancoragem do indivíduo</b>	Deformação da estrutura / quebra	6	Fadiga dos plásticos de apoio	4	Troca dos componentes de apoio ao sinal de fraturas	7	168	<b>Sistema de troca rápida</b>
<b>Robustez do chassis</b>	Deformação da estrutura / quebra	4	Quedas / sobrecarga / fadiga	2	Não exceder limite de peso recomendado / manuseio cuidado	8	64	<b>Sem ação P&lt;100</b>
<b>Falha sistemas de controlo</b>	Movimentos incontrolados	8	Temperatura / humidade	3	Manutenção regular	6	144	<b>Evitar ambientes húmidos / utilização interior</b>
	Sem movimentos	8	Rutura de cabos ou fichas	3	Sistema possuir verificações automáticas de integridade elétrica	6	144	<b>Introdução de coberturas para os cabos</b>

Da análise modo de falha é possível concluir que os elementos mais críticos no exoesqueleto estão cotados com um índice de prioridade acima de 100. Estes são os apoios feitos em plástico, seguidos dos problemas do sistema de controlo e excesso de aperto nas cintas, aos quais se propõem algumas melhorias para diminuir o seu índice.

A durabilidade do exoesqueleto está limitado pelo componente com o menor tempo de vida. Este componente é o primeiro a deixar de exercer a sua função de forma satisfatória, comprometendo o funcionamento geral do produto. Consequentemente existe a necessidade de uma intervenção para troca destes componentes. A falha dos componentes está geralmente associado à fadiga, que é a utilização repetida do componente. Por exemplo os apoios em plástico, devido à carga cíclica da marcha, podem fraturar ao fim de 12 500 Km, caso o exoesqueleto opere a uma velocidade 0,8m/s equivale aproximadamente a 2 700 horas de funcionamento. Isto acontece porque o ABS não tem limite de fadiga como o aço ou alumínio. Estes possuem um valor a partir do qual estabilizam ao ser aplicado uma carga cíclica. Para minimizar o impacto da possível quebra dos apoios, foi permitido a estes uma troca rápida, e que não necessitem de um especialista para efetuar a sua troca.

Os sistemas elétricos são muito importantes para o funcionamento correto do exoesqueleto, por serem sensíveis à humidade e a temperaturas elevadas. O exoesqueleto pode funcionar tanto no exterior e interior, mas o seu principal objetivo é a utilização interior. No caso da existência de ruturas de cabos ou fichas, os barramentos deixam de transmitir energia e sinais de controlo. Nesta situação os motores deixam de atuar, mas estes, sem energia elétrica, possuem binário de retenção que é amplificado pela redutora, que evitam uma queda livre.

As cintas são potencialmente perigosas, pois o aperto em excesso leva à constrição dos membros inferiores, e em casos prolongados à necrose. Isto acontece porque os utilizadores não possuem sensibilidade nessa zona e podem apertar em excesso. Para minimizar o risco de aperto excessivo, é proposto a integração de uma parte elástica na cinta, para dar alguma liberdade aos membros. De forma complementar, o utilizador deve ser instruído a verificar a pressão das cintas. Por exemplo, o aperto adequado é feito quando o utilizador consegue inserir um dedo entre o membro e a cinta.

### 3.8.2 *Análise de custos*

Foi feito um orçamento do custo final do produto, tendo em vista uma estimativa do seu custo máximo. Normalmente, os preços tendem a baixar caso seja pretendida uma produção em série. Por exemplo, o fornecedor de redutoras dá um desconto de 30% para encomendas acima de 50 unidades.

De seguida mostra-se na Tabela 32 o preço e peso de todos os componentes normalizados utilizados no exoesqueleto.

*Tabela 32 - Orçamento de componentes normalizados*

Elementos Normalizados			
Nome da peça	Quantidade	Peso Kg	Preço €
<b>Bateria (samsung) INR 18650-25R</b>	28	1,260	126
<b>Intel Galileo Gen2</b>	1	0,056	79,9
<b>Redutora SHD 25</b>	4	3,640	6608
<b>Motor Maxon</b>	2	1,200	387,46
<b>Sensor Maxon</b>	2	0,020	306,36
<b>Controlador Maxon</b>	2	0,340	950,36
<b>Motor Igus 23</b>	2	2,240	188,48
<b>Controlador Nanotec</b>	2	0,540	281,4
<b>Rolamento Anca SKF 6202-2Z</b>	2	0,090	9,56
<b>Bucha EGB 1208-E40</b>	4	0,010	3,12
<b>Bucha flange EGF 20165-E40</b>	2	0,030	6,24
<b>Anilha EGW 20-E40</b>	2	0,016	2,14
<b>Sensor HALL</b>	4		40,48
<b>Fonte comutada</b>	1		9,59
<b>Regulador bateria</b>	4	0,024	8,96
Total		<b>9.446</b>	<b>9008,05</b>

No caso dos componentes não normalizados, feitos por medida, a estimativa inicial provem da construção de um protótipo e não a construção em série.

No caso do protótipo os componentes têm de ser feitos a partir de um bloco de alumínio que é maquinado tornando dispendioso o processo. No caso do fabrico em série podem ser usadas chapas que depois são conformadas à forma pretendida, reduzindo desperdício.

Na Tabela 33 está o orçamento e peso estimado dos componentes feitos por medida. Como já foi dito anteriormente, este trabalho é uma estimativa de preço muito elevada. Os componentes normalizados ficam mais baratos caso sejam feitas encomendas maiores ao fornecedor. As peças por medida, também vão seguir a mesma tendência, sendo possível negociar melhor o preço da matéria-prima, utilizando de técnicas de design focado no fabrico que reduzem o preço individual de cada peça. Estas técnicas tendem a



simplificar componentes de modo que sejam divididos em peças mais fáceis de construir do que uma única peça mais complexa.

*Tabela 33 - Orçamento de peças feitas por medida*

<b>Feito por medida</b>			
Nome da peça	<b>N</b>	<b>Kg</b>	<b>Euro</b>
<b>Ajuste Coxa</b>	2	0,754	150,00
<b>Coxa inferior fora</b>	2	0,280	220,00
<b>Coxa inferior interior</b>	2	0,168	200,00
<b>Perna superior fora</b>	2	0,218	140,00
<b>Perna superior interior</b>	2	0,424	170,00
<b>Ajuste Perna</b>	2	0,280	150,00
<b>Suporte Costas (D&amp;E)</b>	2	0,980	440,00
<b>Suporte Costas extra (D&amp;E)</b>	2	0,746	360,00
<b>Coxa superior fora (D&amp;E)</b>	2	0,210	120,00
<b>Coxa superior interior</b>	2	0,214	180,00
<b>Coxa motor mid (D&amp;E)</b>	2	0,384	300,00
<b>Coxa motor fora (D&amp;E)</b>	2	0,184	240,00
<b>Excêntrico motor</b>	2	0,182	200,00
<b>Tirante transmissão de potência</b>	2	0,166	80,00
<b>Perna inferior (D&amp;E)</b>	2	0,300	220,00
<b>Caixa da mola do pé (D&amp;E)</b>	2	0,252	440,00
<b>Costas</b>	1	1,164	400,00
<b>Pé (D&amp;E)</b>	2	0,696	220,00
<b>Parafuso mola</b>	2	0,018	100,00
<b>Suporte drivers</b>	1	0,228	170,00
<b>Bloqueio bateria</b>	1	0,041	70,00
<b>Parafuso transmissão de potência</b>	4	0,076	200,00
<b>Coxa (D&amp;E)</b>	2	0,616	100,00
<b>Perna (D&amp;E)</b>	2	0,270	50,00
<b>Cobertura Anca (D&amp;E)</b>	2	0,212	200,00
<b>Cobertura Anca interior (D&amp;E)</b>	2	0,122	140,00
<b>Cobertura Joelho</b>	2	0,164	140,00
<b>Cobertura Costas</b>	1	0,364	200,00
<b>Caixa Bateria</b>	1	0,132	100,00
<b>Total</b>		<b>9.845</b>	<b>5700</b>

É possível concluir que o preço total do exoesqueleto é de 14 708 Euros o seu peso total é de 19,179 quilos.



# Projeto e dimensionamento mecânico

## 4.1 Dimensionamento por MEF

Este capítulo trata toda a verificação estrutural dos componentes do exoesqueleto. Perante um conjunto de condições de fronteira, averiguou-se a resposta da estrutura do exoesqueleto de modo a este dar suporte ao indivíduo, através do método de elementos finitos (MEF). O método de elementos finitos é o mais utilizado em engenharia. Permite simular o comportamento aproximado dos sistemas reais. Este método consiste na técnica numérica computacional, que tem como objetivo a determinação do estado de tensão e deformação de um sólido, com uma determinada geometria perante um conjunto de condições de fronteira. Inicialmente a estrutura a analisar, é dividida em pequenas porções de número finito de volume, designados elementos finitos. Ao conjunto formado pelos elementos finitos dá-se o nome de malha, e cada elemento assume um campo de deslocamentos. Os elementos finitos podem assumir várias formas geométricas. Desde quadriláteros a triângulos no caso de um elemento bidimensional, e tetraedros a cubos no caso tridimensional. A grande vantagem da utilização do método de elementos finitos é que este permite otimizar a solução construtiva. Evita assim várias iterações de protótipos físicos que resultam em desperdício, e permite uma rápida introdução no mercado. Nesta dissertação efetuaram-se simulações onde vão ser discutidos os materiais e propriedades utilizados. Também vão ser analisados os métodos, a convergência da malha e os resultados para as várias situações de utilização do exoesqueleto. Apresento as situações das simulações numéricas, o caso de carga de contacto inicial do apoio do pé no chão durante a marcha, caso de carga da perna fletida em balanço, caso de binário máximo no joelho, binário máximo na anca e na situação de resposta ao binário na parte do pé e tornozelo.

### 4.1.1 Materiais e métodos

O exoesqueleto foi pensado para ter materiais mais acessíveis e recicláveis. O alumínio inclui-se nessa categoria como sendo um elemento de performance em termos de

peso/resistência. O principal problema do alumínio face aos aços é que o limite de fadiga é menor. Porém os alumínios de performance possuem tratamentos que permitem elevar o limite de fadiga. Contudo, foi verificado que certas peças necessitam de maiores exigências mecânicas. E o alumínio não consegue manter os requisitos necessários de modo que foram trocados por aço. Em outras peças com menores requisitos foram substituídas por alumínio de menores propriedades mecânicas. Neste caso, para a simulação, o alumínio de performance foi a liga de alumínio 7075 T6, com zinco como principal elemento de liga [33]. Possui uma tensão de rutura de 572MPa, tensão de cedência de 503MPa, módulo de elasticidade de 71.7GPa, coeficiente de poisson de 0.33, tensão de limite de fadiga para 5e8 ciclos de 159Mpa e uma densidade de 2810 Kg/m<sup>3</sup>. O alumínio de menor performance utilizado foi o 2014 T4, com o cobre como principal elemento de liga [34]. Este possui uma tensão de rutura de 483MPa, tensão de cedência de 414MPa, módulo de elasticidade de 73.1GPa, coeficiente de poisson de 0.33, tensão de limite de fadiga para 5e8 ciclos de 124Mpa e uma densidade de 2800 Kg/m<sup>3</sup>. O aço tem maior capacidade de resistência à fadiga que o alumínio. Foi utilizado apenas na parte sensível da estrutura, ou seja, o apoio da anca. Caracteriza-se pelo aço 4130 e possui uma tensão de rutura de 670MPa, tensão de cedência de 435MPa, módulo de elasticidade de 205GPa, coeficiente de poisson de 0.29, tensão de limite de fadiga para 5e8 ciclos de 324Mpa e uma densidade de 7850 Kg/m<sup>3</sup> [35].

Para os componentes que estão em contacto com o utilizador optou-se por aplicar plásticos. Optou-se por este material devido à sua flexibilidade, pois permite a adaptação à forma do utilizador. Para facilitar a construção de baixas séries, optou-se por um termoplástico, acrilonitrila butadieno estireno, ABS, que permite o processo de fabrico por impressoras 3D. O ABS possui uma tensão de rutura de 41MPa, tensão de cedência de 32MPa, módulo de elasticidade de 2.3GPa, coeficiente de poisson de 0.35, tensão de limite de fadiga para 1e6 ciclos de 14Mpa e uma densidade de 1040 Kg/m<sup>3</sup> [36]. Na Tabela 34 observa-se todas as propriedades utilizadas nas simulações dos respetivos materiais.

*Tabela 34- Propriedades dos materiais utilizados nas simulações*

Material	Tensão de rutura (MPa)	Tensão de cedência (MPa)	Módulo de elasticidade (GPa)	Coeficiente de poisson	Tensão limite de fadiga (MPa / ciclos)	Densidade (Kg/m <sup>3</sup> )
<b>7075 T6</b>	572	503	71,7	0,33	169 @ 5e8	2810
<b>2014 T4</b>	483	414	73,1	0,33	124 @ 5e8	2800
<b>4130</b>	670	435	205	0,29	324 @ 5e8	7850
<b>ABS</b>	41	32	2,3	0,35	14 @ 1e6	1040

Depois de definidos as propriedades dos materiais seguiu-se a fase de preparar a simulação e aplicar materiais às peças modeladas. O método de malha no “Catia V5” consistiu em realizar uma malha de superfície triangular e o volume da peça preenchido por elementos tetraédricos. O tamanho dos triângulos foi dimensionado de acordo com a espessura da peça. O utilizou-se método de cálculo pelo programa de Gauss R6. Para verificar qual o tamanho da malha a aplicar nas simulações foi feito um teste de convergência de malha. Este teste serve para verificar se o tamanho de elementos está adequado às peças em questão. O tamanho dos elementos é muito importante. Se estes elementos forem muito grandes existe perda de definição, porque os pormenores nas peças estão pouco definidos que resulta num resultado impreciso. Mas se os elementos forem muito pequenos o custo de computação é muito elevado e pode dificultar a convergência de um resultado, resultando também em imprecisão. O estudo de convergência de malha feito envolveu 13 testes do conjunto do joelho. A malha com os elementos maiores, 7.5mm, contém 6607 nós e 22148 elementos e a malha mais refinada, 2.15mm, contém 89496 nós e 408680 elementos. Foi utilizado o conjunto do joelho porque este é constituído por 8 peças. Isto facilita a alteração de todas as malhas individuais do conjunto. A complexidade das peças pode ser extrapolada para as simulações mais complexas, extrapolando o erro relativo para estas.

Na Figura 44, é observável que a partir da malha de 35732 nós, equivale a elementos de 3mm de tamanho o erro relativo do deslocamento máximo da estrutura relativamente á malha mais refinada foi inferior a 1%. Assim, a utilização de elementos com um tamanho médio de aresta 3mm mostrou-se ser o melhor compromisso entre a exatidão do resultado e o tempo necessário de computação

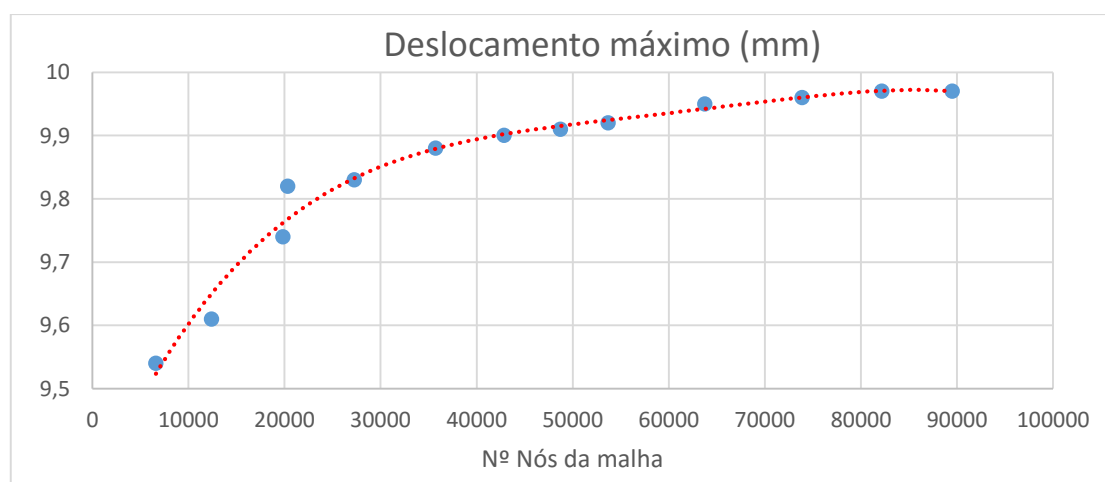


Figura 44- Gráfico de convergência da malha

Foram simuladas diferentes condições de carga sobre o exoesqueleto, que estão descritas e representadas de forma simplificada seguidamente:

#### **Caso de carga no contacto inicial**

A simulação do apoio do pé como se observa na Figura 45, imagem a), é considerada a pior situação para o exoesqueleto por causa do impacto com o chão. Foi simulado apenas a estrutura importante para suportar as cargas desta situação. Começo por discutir as situações de fronteira: As costas do exoesqueleto, cuja placa de suporte lombar que contém a eletrónica, é ancorada, não permitindo o deslocamento e rotação em todos os eixos. É aplicada uma força na planta do pé de cerca de 2000N. Que pretende simular a reação do solo. Esta força de reação está acima, à produzida pelo conjunto estático do individuo de 100Kg com o exoesqueleto de 20kg. Consequentemente, as forças envolvidas na dinâmica da marcha são maiores. Daí assumir coeficiente de segurança de 1.6 no caso estático. Outras condições de fronteira foram consideradas: O pé onde é aplicado a força de reação está limitado de se mover nas direções do plano Y X, de modo a simular que este não escorrega quando há um contacto com o chão. Este só tem a liberdade de se deslocar no sentido ascendente. Também foram aplicadas forças ao longo do exoesqueleto de modo a simular o peso do membro inferior. O peso do segmento da perna no centro de massa do apoio deste, e o peso da coxa na peça de apoio desta, com os pesos respetivos de um individuo de 100Kg. De modo a reduzir os graus de liberdade, foi considerado que os motores estão bloqueados, de forma a só observar a resposta da estrutura no momento do contacto com o chão. A coxa assume o ângulo de 25° graus e o joelho 10° graus no plano sagital.

#### **Caso de carga perna fletida em balanço**

A simulação da perna fletida em balanço serve para verificar o comportamento da estrutura quando o peso de membro é aplicado na estrutura na fase de balanço da perna na marcha. A estrutura das costas é ancorada enquanto é aplicado o peso dos segmentos do membro inferior. Neste caso foram considerados o peso dos segmentos do pé perna e coxa relativo a um indivíduo de 100kg, a sua força aplicada no seu centro de massa nos componentes que têm interação com o membro, o pé do exoesqueleto e os apoios de ABS da perna e coxa e as articulações consideradas rígidas, tal como na simulação anterior. Relativamente à posição dos segmentos no momento de suspensão os ângulos são 25° de flexão na anca e 40° de flexão no joelho, como se observa na Figura 45.

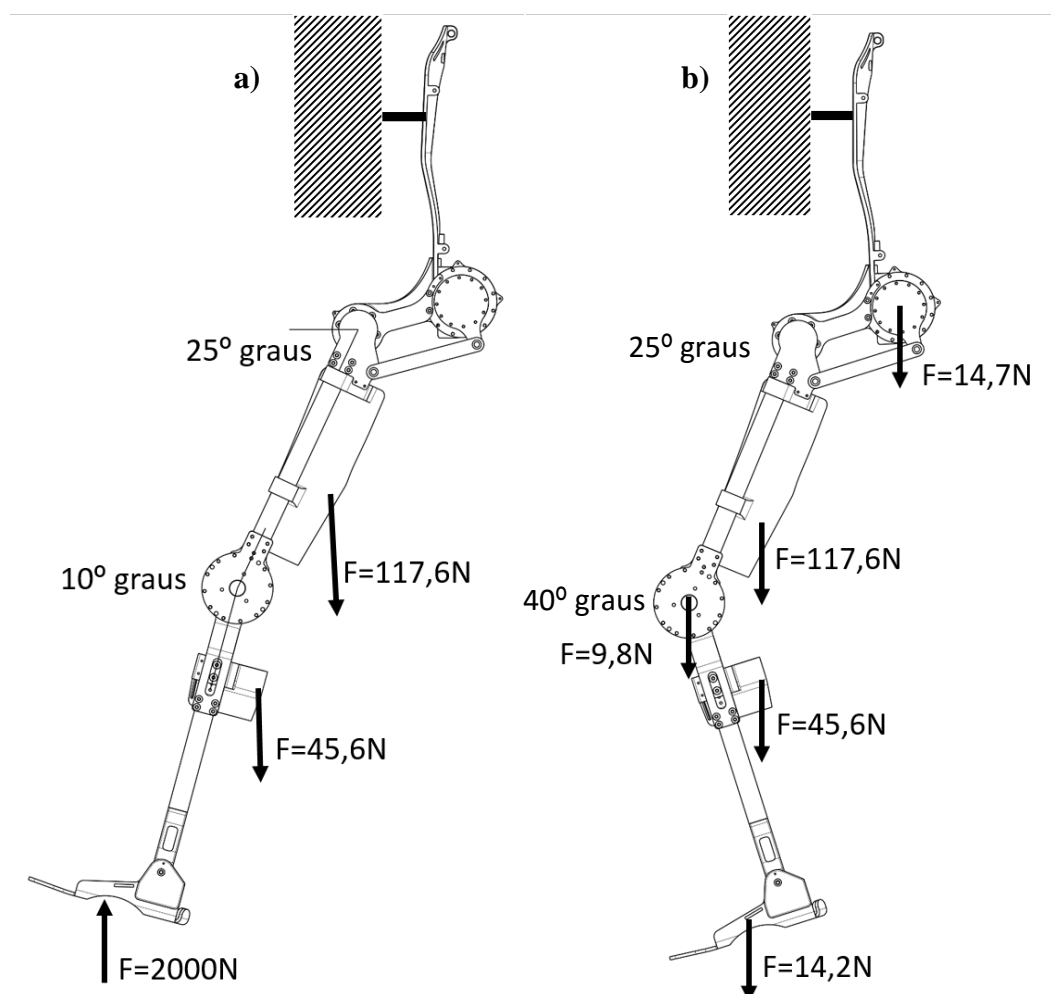


Figura 45 - a) caso de contacto inicial b) caso da perna em fase de balanço

Em adição foi simulado o efeito do binário máximo exercido pelo conjunto motor e redutora para verificar a deformação nos componentes estruturais próximos da articulação. Nestas simulações são aplicados o binário máximo à saída da redutora, enquanto os movimentos das extremidades dos segmentos são limitadas.

#### Caso de binário máximo no joelho

Na Figura 46 observa-se o esquema da simulação do binário máximo pelo atuador na articulação do joelho. A redutora foi simplificada para a simulação e é composta por dois componentes, o estator e o rotor. Estes estão constrangidos de modo a poderem rodar de forma concêntrica e encontrarem sempre em contacto, simula o rolamento integrado na redutora. Nestes foi estão aplicados o binário de 90 Nm, corresponde ao motor Maxon acoplado com uma redutora 1:160. A força foi aplicada no rotor e no estator uma força

contrária, par ação reação. A extremidade superior foi ancorada, enquanto o segmento inferior foi limitado de deslocar no plano X Y e rotação, só tendo deslocamento em Z.

#### Caso de binário máximo na anca

Já para a anca foi feito de forma similar, simulação do binário máximo exercido na articulação da anca e efeito dos seus componentes adjacentes. A estrutura das costas é ancorada enquanto o segmento inferior na sua extremidade é limitada de se mover em X Y e em rotação. É aplicado o par ação reação no rotor e estator equivalente ao conjunto do motor Nema 23 e redutora 1:50 de 100 Nm, como é se pode ver na Figura 46.

#### Caso de binário máximo no tornozelo

Finalmente, foi feita a simulação da secção do pé, este serviu para verificar a resposta do momento aplicado no joelho nos segmentos inferiores. Está aplicado um momento de 90 Nm na zona que se encontra em contacto com o rotor da redutora. A planta do componente do pé foi ancorada e o mecanismo do tornozelo com a mola bloqueado, como se pode observar na Figura 46.

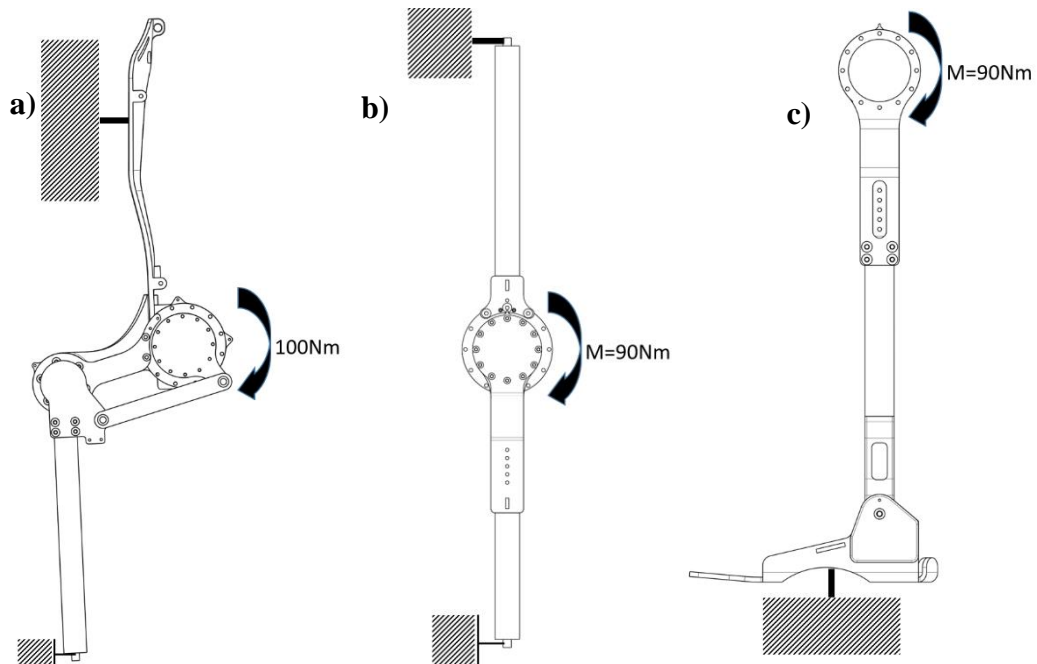


Figura 46- casos de binário máximo: a) anca b) joelho c) tornozelo

Foram definidos contactos entre os vários componentes estruturais de forma da simular as suas interações, estes funcionam ao fazer ligações das malhas individuais das peças, simulando a malha da estrutura como uma única. Estes contatos estão divididos entre os



contatos de superfícies, contacto de parafuso virtual, contacto soldado e contacto rígido e não rígido com transmissão de graus de liberdade.

O contacto de superfícies foi aplicado quando duas superfícies planas da estrutura simulada se encontram. Este contacto permite deslizamento e não possui coeficiente de fricção. Este tipo de contacto também está aplicado a superfícies concêntricas.

O contacto soldado foi aplicado quando a estrutura tinha peças soldadas e ou roscas de aperto, por exemplo os segmentos de ajuste, aqui o contacto funciona como o de superfícies, mas impede o seu deslocamento relativo.

A utilização do contacto de parafuso virtual simplifica muito a simulação, este evita a introdução de uma peça que por si precisa de estar definida como soldada na zona da rosca e como contacto de superfície, tanto na interação do corpo do parafuso com o furo, como a cabeça deste com a superfície de aperto.

O contacto rígido serviu para substituir o rolamento da anca na simulação. Este tipo de contacto tem a propriedade de permitir interações entre peças sem o contacto destas. O programa cria do género de uma “teia” que une os nós das superfícies seleccionadas, e permite a transmissão de certos graus de liberdade, no caso do rolamento, este só permite a rotação em um eixo. Com esta propriedade simplificou-se a simulação de modo a que são feitas as interações entre peças, eliminando-se as interações entre peças e o rolamento.

O contacto não rígido foi utilizado para substituir a mola existente no tornozelo, funciona como o contacto rígido, mas permite alguma distorção dos elementos do contacto. De todas simulações foi feita a tabela para melhor evidenciar o número de elementos e nós constituintes das malhas elaboradas, tal como os contactos definidos respetivamente.

*Tabela 35 – Casos Elementos e contactos das simulações*

	<b>Binário máximo Joelho</b>	<b>Binário máximo Anca</b>	<b>Binário máximo Tornozelo</b>	<b>Carga contacto inicial</b>	<b>Carga perna fletida balanço</b>
<b>Elementos</b>	333610	141026	37734	480819	472474
<b>Nós</b>	73515	36421	10646	112873	111035
<b>Contacto plano</b>	9	12	6	26	26
<b>Contacto parafuso</b>	27	28	13	68	68
<b>Contacto soldado</b>	2	1	2	5	5
<b>Contacto não rígido</b>	0	0	1	1	1
<b>Contacto rígido</b>	0	6	1	6	6

### 4.1.2 Resultados e discussão

Os valores da tensão de von Mises desenvolvidas na estrutura do exoesqueleto para as diferentes condições de carga encontra-se representada nas figuras 47, 48, 49, 50 e 51.

Na Figura 47 mostra a condição de apoio inicial do pé, verifica-se que o valor máximo da tensão de von Mises foi de 259 MPa e localiza-se na peça suporte costas, sendo inferior à tensão limite de fadiga de 324 MPa aos  $5e^8$  ciclos. Aqui observa-se que o ponto máximo de concentração de tensões encontra-se na zona onde está o aperto dos componentes de apoio às costas do exoesqueleto, na zona da rosca. Aqui a peça de suporte das costas extra encontra-se com uma tensão de von Mises de 135 MPa e a peça das costas a uma tensão de 123 MPa, ambas inferiores à tensão limite de fadiga, 324 MPa e 124 MPa respetivamente.

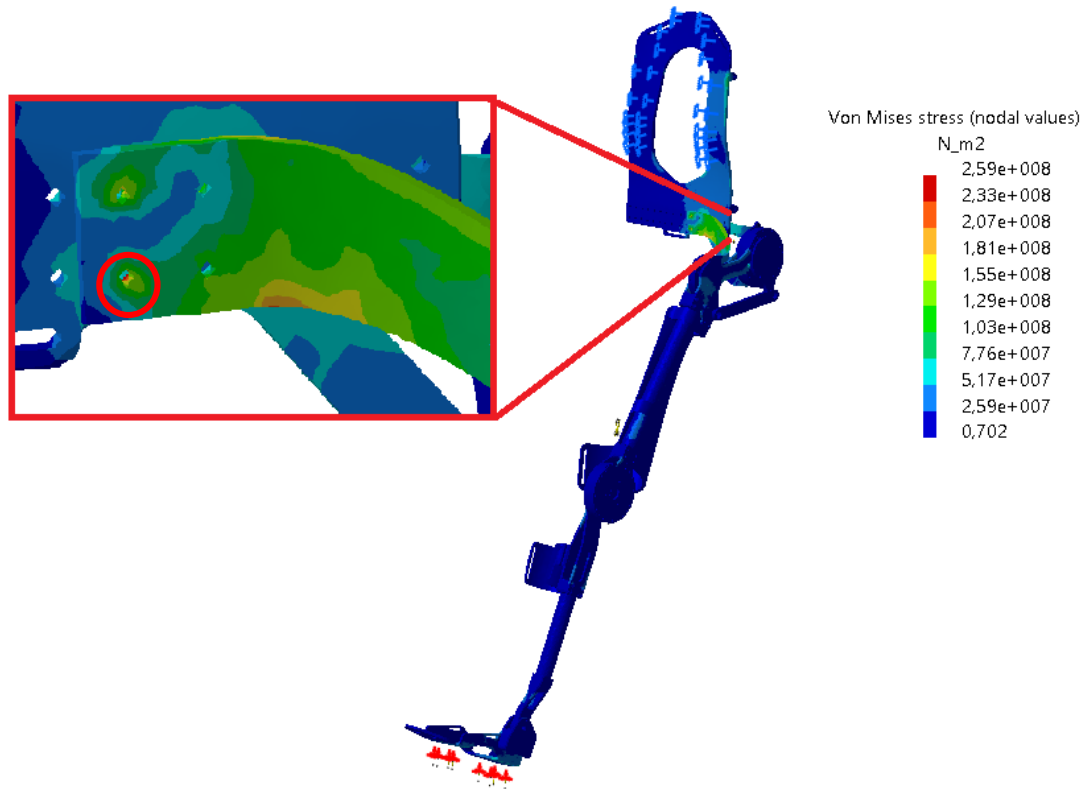


Figura 47- Tensão de von Mises da simulação estrutural da carga contacto inicial

Na Figura 48 para o caso da perna fletida em balanço verifica-se que o valor máximo da tensão de von Mises foi de 53,6 MPa e localiza-se na peça suporte costas extra sendo inferior à tensão limite de fadiga de 324 MPa aos  $5e^8$  ciclos. Nesta simulação da perna suspensa a concentração de tensões é menor, mas as peças mais solicitadas encontram-se na mesma zona, zona da rosca dos parafusos que fazem o aperto às costas. A peça de

suporte das costas atinge um valor de tensão de von Mises de 52 MPa, que é bem abaixo da sua tensão limite de fadiga de 324 MPa.

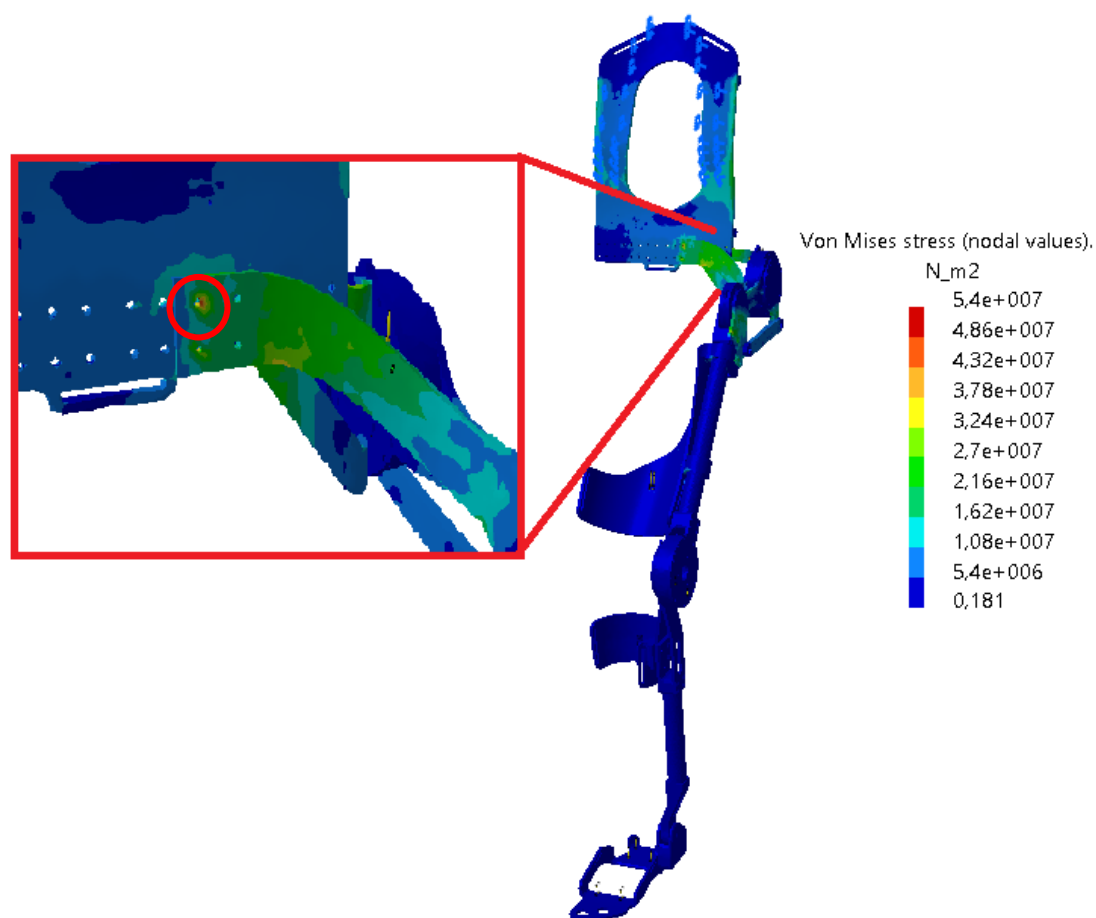


Figura 48- Tensão de von Mises da simulação estrutural carga na perna fletida em balanço

Na Figura 49 para a condição de binário máximo aplicado no joelho verifica-se que o valor máximo da tensão de von Mises foi de 144 MPa e localiza-se na peça segmento de ajuste da coxa sendo inferior à tensão limite de fadiga de 158 MPa aos  $5e^8$  ciclos. Aqui a peça inferior interior está sujeita a uma tensão de von Mises de 134 MPa, estando inferior ao limite de fadiga de 158 MPa. Nesta simulação a zona crítica só é observável quando se efetua um corte no conjunto de peças. Existe uma concentração na extremidade do cilindro do segmento de ajuste e na parte interior quando existe a descontinuidade entre a rosca e o resto do corpo do componente.

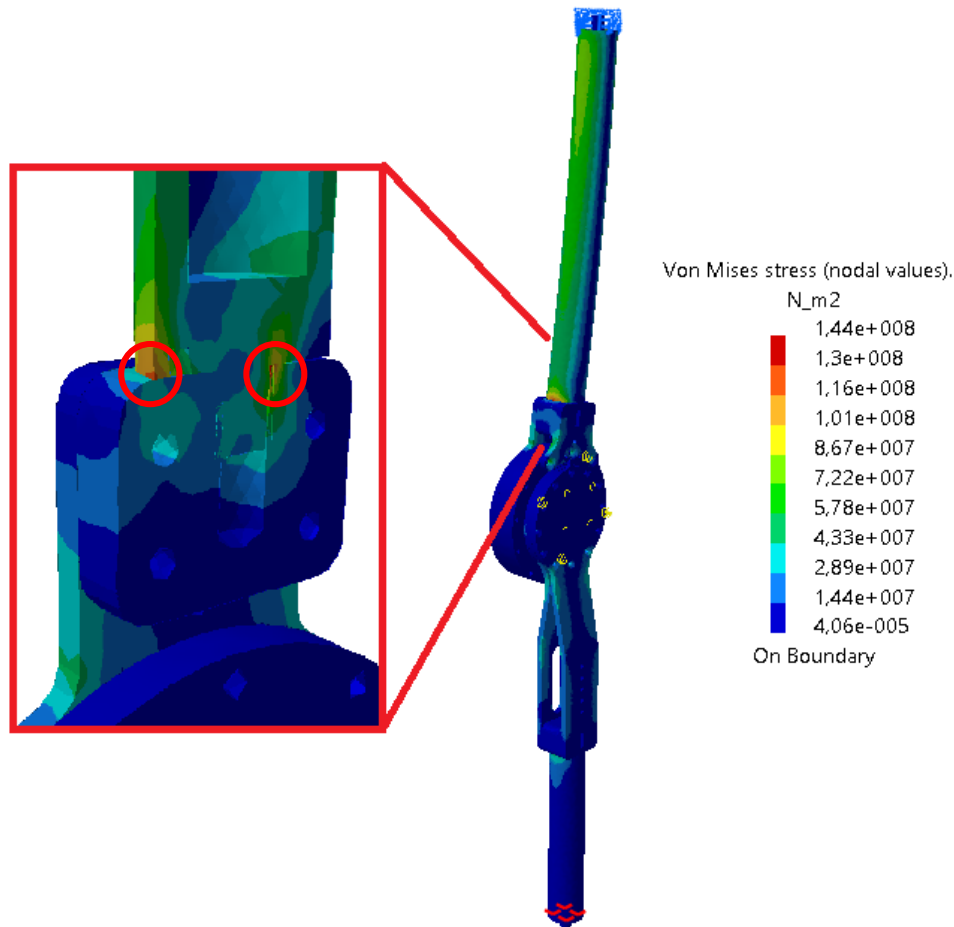


Figura 49- Tensão de von Mises da simulação estrutural binário máximo no joelho

Na Figura 50 para a condição de binário máximo aplicado na anca verifica-se que o valor máximo da tensão de von Mises foi de 322 MPa e localiza-se na peça suporte costas extra sendo inferior à tensão limite de fadiga de 324 MPa aos  $5e^8$  ciclos. A peça suporte costas tem uma tensão de von Mises máxima de 275 MPa e a peça coxa superior interior com 98 MPa, estando inferiores à tensão limite de 324 MPa e 158 MPa respetivamente. Na simulação da anca a concentração está na rosca do componente suporte costas e suporte costas extra, perto da abertura feita para aligeirar o componente na zona posterior.

Na Figura 51 para a condição binário máximo aplicado no tornozelo verifica-se que o valor máximo da tensão de von Mises foi de 96,5 MPa e localiza-se na peça segmento de ajuste perna sendo inferior à tensão limite de fadiga de 158 MPa aos  $5e^8$  ciclos. A peça perna inferior tem uma tensão máxima de von Mises de 80,5 MPa, estando inferior à tensão limite de fadiga de 124 MPa. Os valores máximos encontram-se na zona de descontinuidade do aperto do segmento de ajuste.

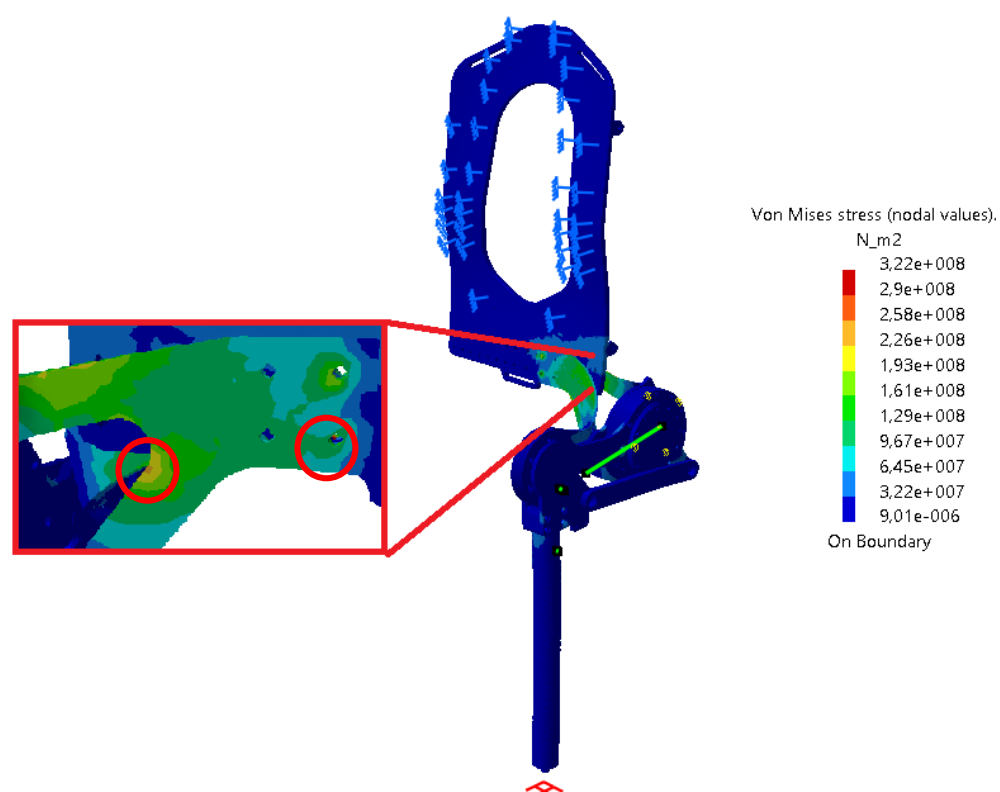


Figura 50- Tensão de von Mises da simulação estrutural binário máximo na anca

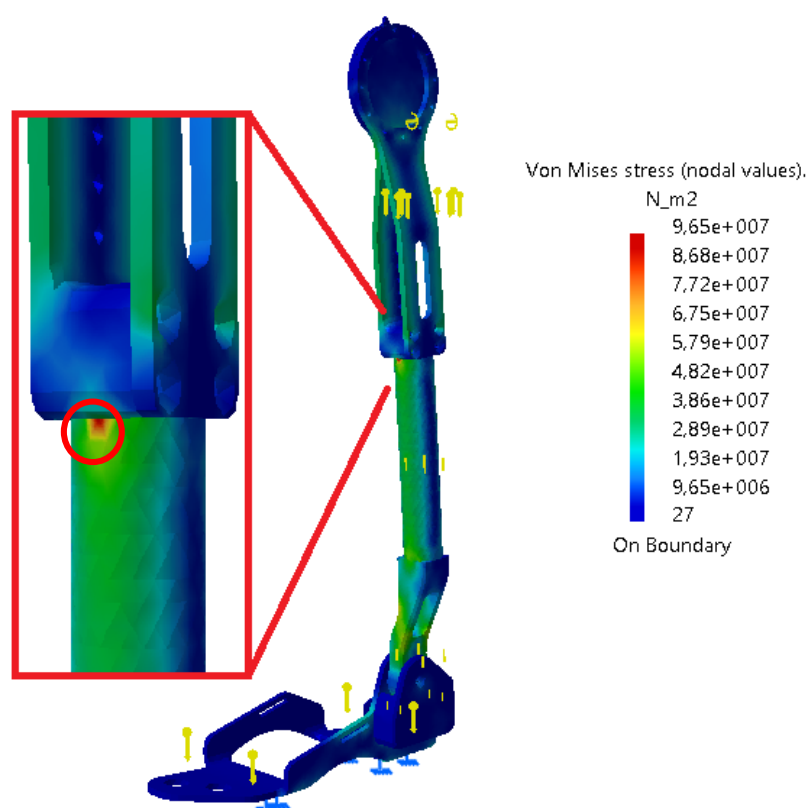


Figura 51- Tensão de von Mises da simulação estrutural binário máximo no tornozelo

Por fim foram compilados os valores máximos na Tabela 36 de cada peça importante a nível estrutural e cada caso de simulação.

*Tabela 36- Valores dos componentes dos casos das simulações em MPa*

Peça	Material	Tensão limite elástico	Tensão limite fadiga	Binário máximo joelho	Binário máximo tornozelo	Binário máximo anca	Carga cont. inicial	Carga perna balanço
Ajuste Coxa	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>	144,0		52,2	54,2	9,4
Coxa inf. fora	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>	47,6			24,4	2,7
Coxa inf. interior	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>	134,0			43,5	7,2
Perna sup. fora	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>	39,4	35,1		20,2	9,2
Perna sup. interior	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>	37,5	59,1		54,3	6,3
Ajuste Perna	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>	39,9	96,5		32,7	1,17
Suporte costas	ST 4130	433,0	<b>324,0</b>			275,0	259,0	52,0
Coxa sup. fora	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>			42,1	47,9	31,7
Coxa sup. interior	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>			98,4	31,3	12,6
Suporte costas extra	ST 4130	433,0	<b>324,0</b>			322,0	135,0	53,6
Coxa motor intermédio	AL 2014 T4	413,0	<b>124,0</b>			35,0	48,8	7,8
Coxa motor fora	AL 2014 T4	413,0	<b>124,0</b>			55,2	59,4	17,6
Excêntrico motor	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>			77,4	36,4	23,4
Tirante trans. pot.	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>			28,6	23,2	8,5
Perna inferior	AL 2014 T4	413,0	<b>124,0</b>		80,5		58,3	1,8
Suporte mola pé	AL 2014 T4	413,0	<b>124,0</b>		32,7		50,0	0,7
Costas	AL 2014 T4	413,0	<b>124,0</b>			61,5	123,0	21,6
Pé	AL 7075 T6	503,0	<b>158,0</b>		30,9		57,9	1,4
Apoio Coxa	ABS	40,0	<b>14,0</b>				8,7	8,1
Apoio Perna	ABS	40,0	<b>14,0</b>				2,5	2,1

Na primeira simulação, toda a estrutura era feita de alumínio verificou-se que o elemento, suporte costas que faz a ligação entre a anca e as costas eram muito solicitado, a tensão aí existente era superior à tensão de limite de fadiga do alumínio. Foi então tomada a medida de adicionar um reforço que distribui as cargas para diminuir o valor máximo encontrado, o suporte das costas extra. Depois dessa tentativa continuou-se a

verificar que os valores continuavam acima do valor exigido, então foi decidido trocar o material para o aço 4130 que possui o limite de fadiga superior ao do alumínio.

Também foi verificado por simulação, que a argola que se encontra na parte superior da peça das costas consegue suportar a carga do indivíduo. Esta foi sujeita a uma carga de 2000 N e encontra-se dentro dos limites de fadiga.

Concluindo, a estrutura simulada encontra-se dentro dos limites de tensão de fadiga para maximizar o seu tempo de vida, evitar a falha por fadiga. Mas por outro lado não exagerar a estrutura ao ponto desta ficar sobredimensionada e consequentemente dispendioso. O que está apresentado é o trabalho final de várias simulações que permitiram a verificação e otimização da estrutura.

## 4.2 Documentação técnica

Todo este trabalho de desenvolvimento precisa de ser documentado de forma que seja possível reproduzir os seus componentes. Estes componentes tem de obedecer a regras de modo a saber as suas medidas reais, este trabalho encontra-se nos anexos B, C e D.

### 4.2.1 *Desenhos de montagem*

O exoesqueleto desenvolvido é um produto modular, cujos componentes podem montados facilmente, e ajustados ao utilizador. O sistema de segmentos de ajuste permite a sua troca sem ferramentas. No entanto, o sistema de ajuste da largura de anca pode ser ajustado através dos parafusos que se encontram na parte posterior das costas do exoesqueleto, sob as baterias, com recurso a uma chave sextavada. Adicionalmente, os apoios dos membros inferiores podem ser também trocados com facilidade utilizando a mesma chave.

A Figura 52 apresenta o esquema de montagem isométrico dos principais componentes do produto final.

No apêndice encontra-se o desenho de montagem ao pormenor, como é montado todos os componentes do exoesqueleto no anexo C.

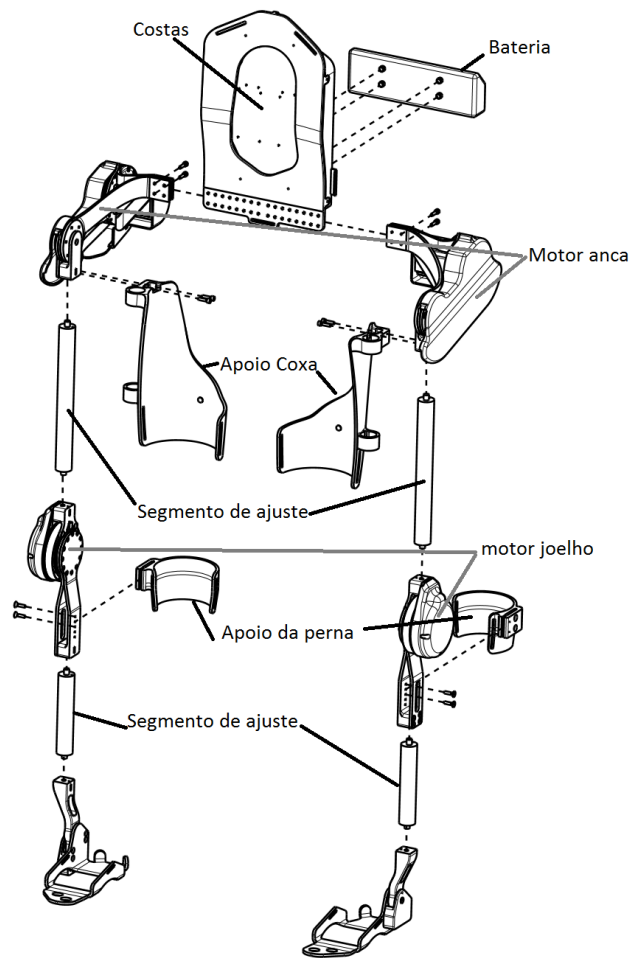


Figura 52- Desenho de montagem dos componentes principais do exoesqueleto

#### 4.2.2 Desenhos de conjunto

O exoesqueleto desenvolvido teve em consideração a necessidade de se adaptar a diferentes tipos de utilizadores. Como tal, o produto final possui diversos segmentos que o permitem adotar diferentes configurações, com dimensões de podem variar entre os 354mm e os 514mm em largura, e de 1265mm a 1477mm em altura, já a profundidade não se ajusta, com 435mm. A Figura 53 apresenta o desenho de conjunto do produto final, assim como as cotas máximas e mínimas que este pode adotar.



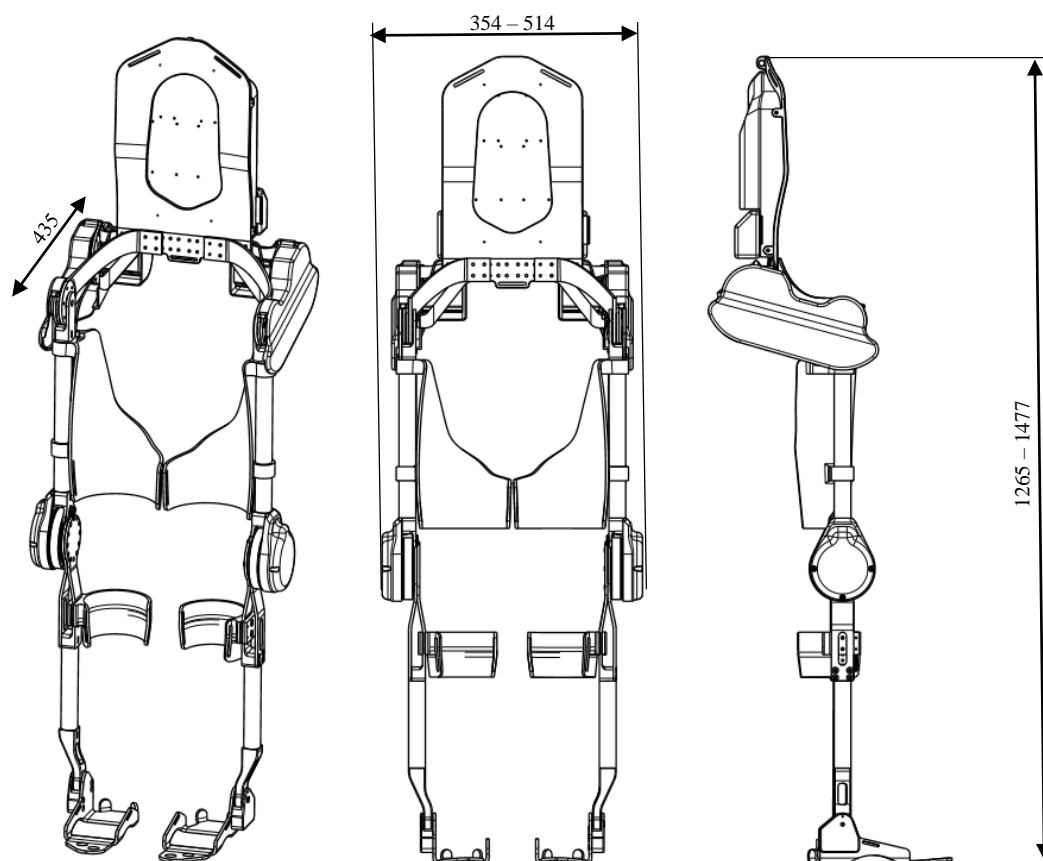


Figura 53 - Vistas principais do exoesqueleto com o atravancamento em milímetros

Além de se adaptar aos diferentes utilizadores, os desenhos de conjunto do exoesqueleto incluem mostrar os pormenores que estão muitas vezes escondidos por coberturas, na Figura 54 observa-se os pormenores que estão na anca e no tornozelo.

O desenho em corte do pormenor da anca (1), mostra o rolamento de esferas blindado que serve para um movimento fluido da anca, este componente consegue suportar cargas até 8kN. O rolamento foi intensionalmente sobredimensionado porque a carga que normalmente está sujeito durante o funcionamento acontece quando este está estático.

Na Figura 54 também é possível observar onde estão os pinos de segurança que evitam que os segmentos de ajuste se desalinham e desmontem, estes são empurrados por uma mola.

No caso do tornozelo foi optado por rolamentos sólidos, estes têm um revestimento de baixo atrito e são muito compactos, ideais para aplicações que não tem muita amplitude de movimento.

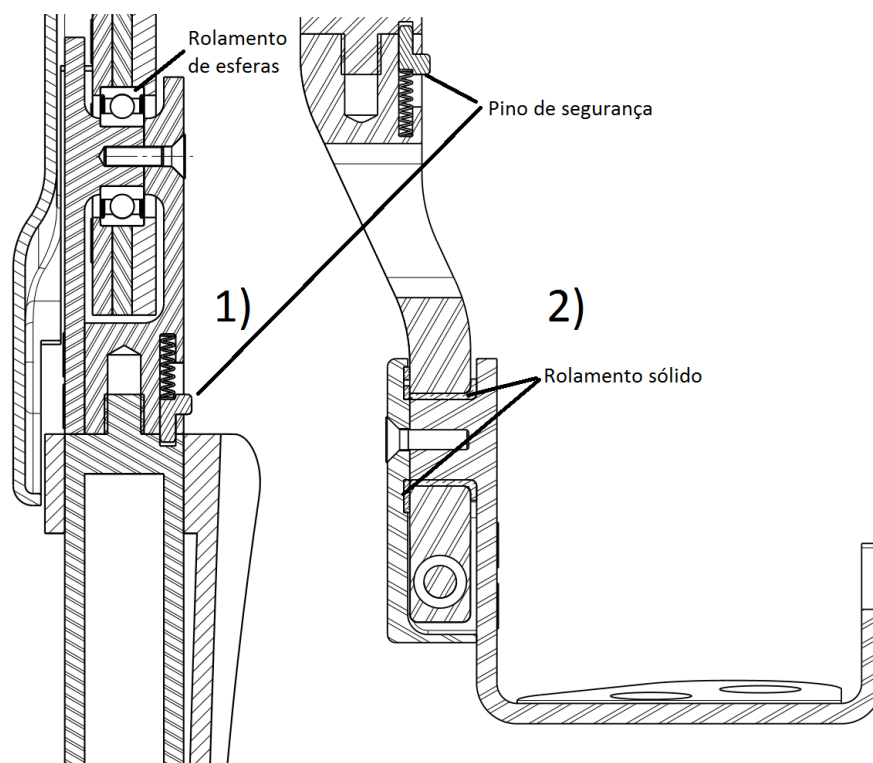


Figura 54- Desenho de conjunto em corte da anca (1) e tornozelo (2)

O desenho de conjunto encontra-se no anexo B, este mostra todos os pormenores do exoesqueleto.

### 4.2.3 *Desenhos de definição*

Os desenhos de definição, são os desenhos que mostram as dimensões de cada peça em particular, no anexo D encontram-se os desenhos das peças feitas por medida.

## Capítulo 5

### Controlo e comando do exoesqueleto

O exoesqueleto necessita de componentes dedicados que permitam controlar os seus movimentos. Estes são os sistemas de controlo. Neste caso, é preciso controlar quatro graus de liberdade, na anca e no joelho, de ambos os lados. Para isso são necessários: o controlador, drivers, sensores e motores. No centro do controlo está o Arduino, o cérebro da máquina. O Arduino Intel Galileo II possui um processador baseado no Pentium a 32 bit, do fabricante Intel. Este opera a uma frequência de 400 MHz, e tem 256 Mbytes de memória DRAM. Este controlador possui vários tipos conetores para comunicar:

Tem 20 ligações de entrada/saída digital, que servem para comunicar com os drivers e sensores, a uma voltagem de 3.3V ou 5V. Um leitor de cartões micro-SD, que lê um cartão de memória serve para armazenar a informação, ou seja, o sistema operativo e o programa para o funcionamento do exoesqueleto. Uma ranhura PCI Express mini, para ligar a placa de comunicação sem fios e conetores USB. Em termos de programação, este suporta uma versão especial do “software” do Arduino e em adição, aceita comandos do sistema Linux. Isto permite que possa correr linguagens de programação como Python, Node.js e OpenCV. [37] Como o Arduino não trabalha à voltagem nominal dos motores, 48V. Foi implementado um conversor, para o intervalo de voltagem de operação do Arduino, 7 a 15 Volts. Esta decisão foi tomada porque é mais eficiente converter a voltagem para o equipamento que tem menor consumo. A fonte comutada é o método mais eficiente e compacto para esta conversão, esta trabalha em frequência para atingir a tensão regulada com uma corrente de 2,5 Amperes.

Na Figura 55 pode-se observar como estão ligados todos os componentes elétricos contidos no exoesqueleto.

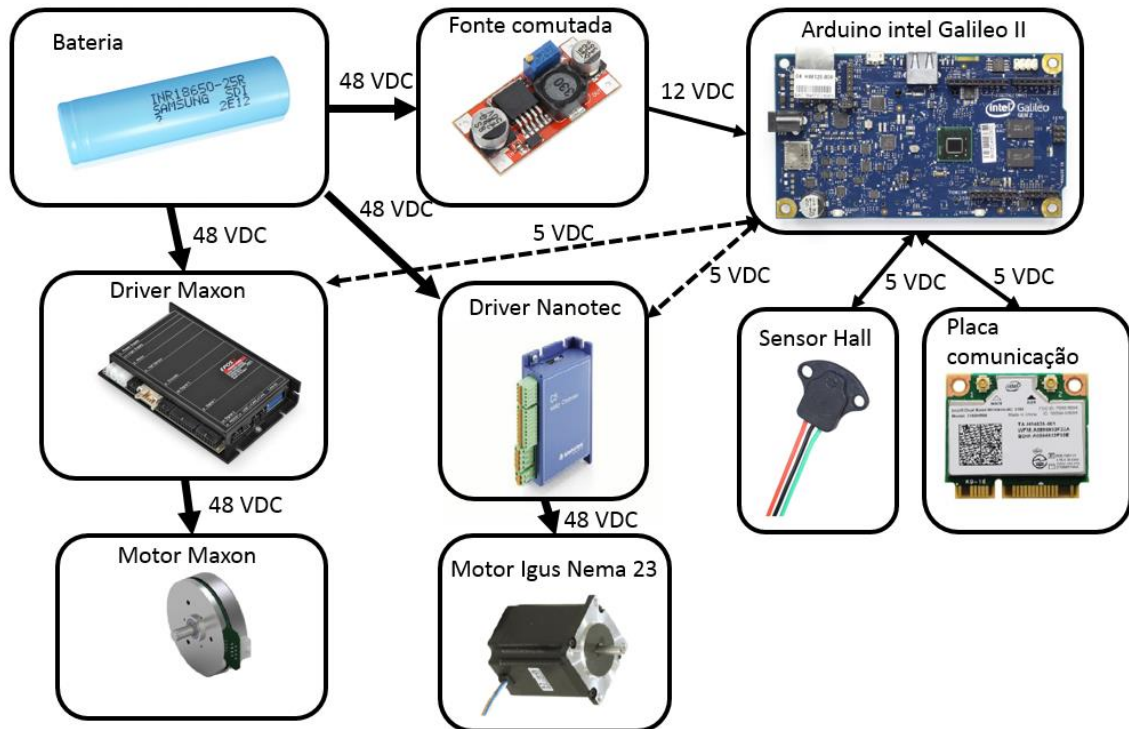


Figura 55- Diagrama dos componentes elétricos

O diagrama apresenta as relações entre os vários componentes elétricos do exoesqueleto, ou seja, a tensão percorrida pelos fios. As setas tracejadas servem para realçar a comunicação de controlo entre o Arduino e os drivers. A placa de comunicação possui a capacidade de estabelecer a ligação do exoesqueleto com as muletas, e também a possibilidade da utilização de um “Smartphone”. A placa utiliza o protocolo Bluetooth 4.0, que é conhecida como sendo um protocolo de comunicação sem fios de baixo consumo. O “Smartphone” emparelhado ao exoesqueleto tira-se partido do seu ecrã. É uma forma de apresentar vários dados e informações do sistema. Em acréscimo pode-se tirar partido dos sensores integrados no telemóvel: o giroscópio, o acelerómetro, o GPS e até capacidade de processamento adicional. A Figura 56 ilustra a posição que os componentes elétricos vão assumir no exoesqueleto, assemelhando-se a uma imagem do sistema nervoso do equipamento. Os componentes pequenos localizados próximo dos motores são os sensores de aproximação, para fazer o posicionamento absoluto dos atuadores. Estes existem porque os motores por si, não conseguem determinar a sua posição absoluta, apenas posições relativas. O motor passo não tem sensores, o seu método de controlo baseia-se nos impulsos enviados a este, ou seja, por cada pulso enviado pelo driver do motor, move um ângulo determinado. Já o motor sem escovas possui um sensor que devolve ao driver sinais quando o motor gira.

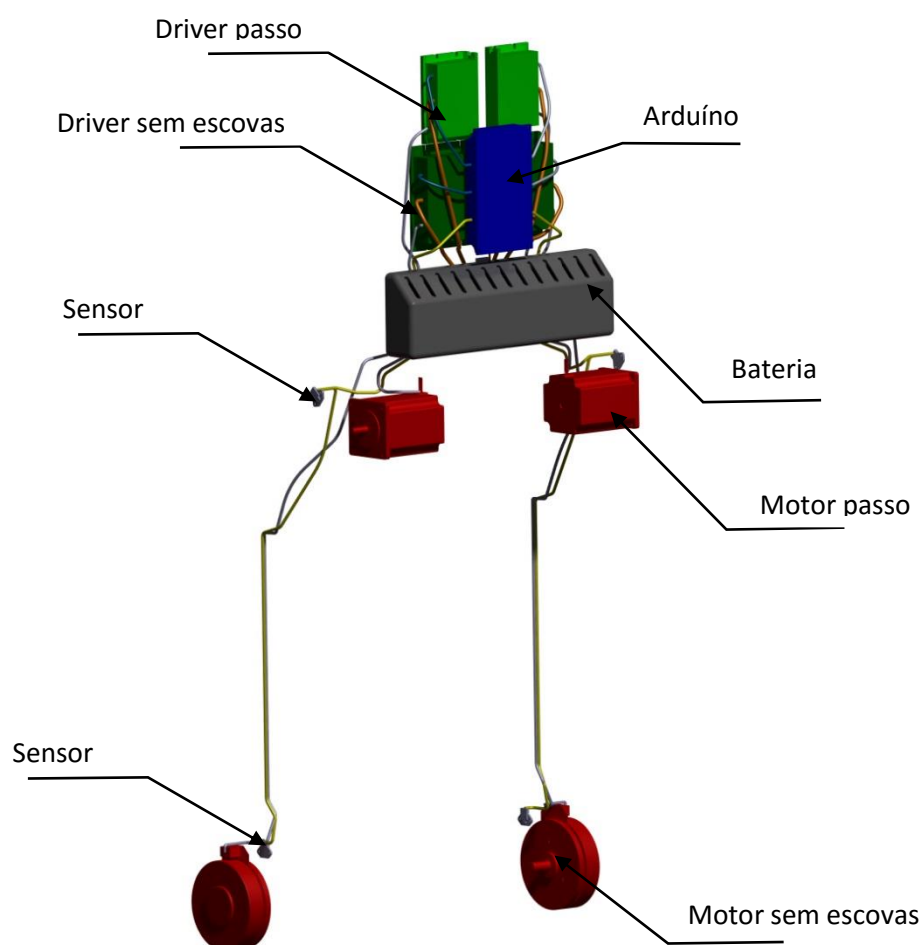
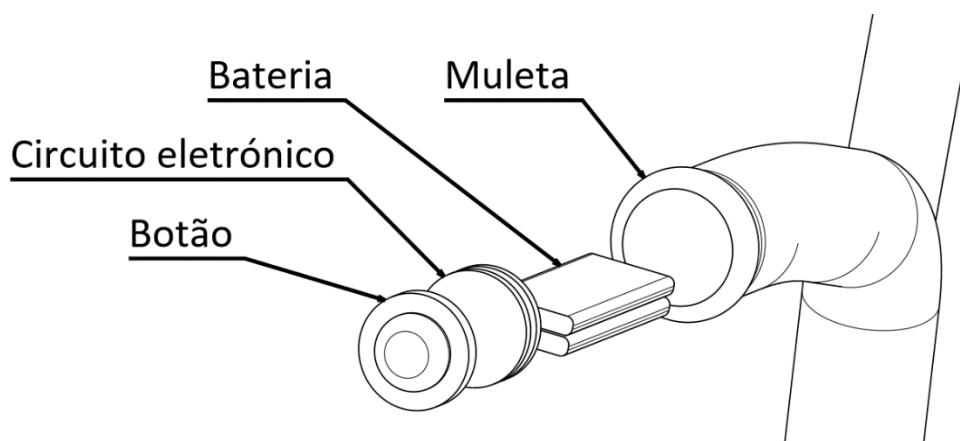


Figura 56- Disposição dos componentes elétricos

Para controlar o início da marcha, foi pensado incorporar um sistema eletrônico num modelo existente de muletas. Este sistema é constituído por um circuito integrado que contém o sistema de comunicação Bluetooth, uma bateria e um sensor de pressão que será embutido no punho. O objetivo é modificar um modelo já existente de muleta. Futuramente também podia ser pensado aumentar a extensão das modificações. A muleta possuir um sensor de posição, para determinar o ângulo entre o antebraço e o braço. Esta informação poderia ser aplicada para controlar os membros inferiores, estes seguiam o movimento diretamente dos braços possibilitando uma marcha mais natural. Na Figura 57 é observável como seria o sistema integrado na muleta para o controlo do exoesqueleto sem fios.



*Figura 57- Exemplo do sistema na muleta de forma explodida*

Segundo a análise do FMEA é necessário implementar um dispositivo de monitorização da carga das baterias. Este circuito serve para alertar quando as células atingem o mínimo de carga com um sinal sonoro, e também distribuir a energia destas de forma equilibrada durante o carregamento. Aqui foi optado por um circuito compacto que monitoriza até 8 células de uma vez. É uma solução mais barata do que fazer um circuito por medida.

## Capítulo 6

### Conclusões e trabalhos futuros

#### 6.1 Conclusões

O desenvolvimento inicial do exoesqueleto ativo para deslocações do dia-a-dia e reabilitação consiste numa estrutura feita essencialmente de alumínio, colocada paralelamente aos membros inferiores, que está equipada com motores para a movimentação. São empregues dois tipos de motor: sem escovas no joelho e de passo na anca, ambos acoplados a uma engrenagem harmónica, resultando em um binário de 90Nm no joelho e 100Nm na anca, com uma velocidade máxima de 19 rotações por minuto. O motor sem escovas é o mais compacto, mas tem um preço acrescido. O motor passo tem maior binário e é mais barato, por outro lado, ocupa maior volume.

A troca dos segmentos de ajuste permite a utilização do exoesqueleto por indivíduos de estatura entre 1,50m e 1,90m. Este também pode ser adaptado na largura da anca, existem várias furações no segmento das costas.

O exoesqueleto é controlado por botões colocados nos punhos das muletas, que trabalham sem fios pelo protocolo Bluetooth. O Arduino recebe a informação, processa e controla todo o exoesqueleto que é alimentado por uma bateria de iões de lítio. O exoesqueleto projetado é versátil que permite a marcha, sentar, levantar, subir e descer escadas. É uma base modular que permite a integração de mais componentes, para incrementar as suas potencialidades.

A estrutura do exoesqueleto foi concebida de tal forma, que permite a uma pessoa que não tenha parte de um membro inferior o possa utilizar sem grandes alterações. A estrutura é feita principalmente de alumínio de alta resistência, que permite sustentar o seu próprio peso e do utilizador mantendo o seu preço relativamente baixo.

O exoesqueleto tem grande potencialidade de utilização em ambiente de reabilitação. Este está equipado com uma argola para poder içar e sustentar o peso do utilizador, como no equipamento de reabilitação “Lokomat”. Isto permite uma maior abrangência de utilização, porque vai ao encontro de doentes de AVC que são em maior número do que de paraplegia e paraparésia.

O exoesqueleto tem grande potencialidade de utilização em ambiente de reabilitação. Este está equipado com uma argola para poder içar e sustentar o peso do utilizador, como no equipamento de reabilitação “Lokomat”. Isto permite uma maior abrangência de utilização, porque vai ao encontro de doentes de AVC que são em maior número do que de paraplegia e paraparésia.

O equipamento de reabilitação “Lokomat” é muito volumoso, caro, e não permite dar independência ao utilizador. O utilizador está sempre restrito a andar numa passadeira rolante.

Do ponto de vista estrutural era mais fácil projetar um produto sem o sistema de ajuste, pois era possível optar por uma forma mais anatómica, e até incorporar os cabos dentro da estrutura. O sistema de ajuste é um aspeto crítico porque faz parte da estrutura, que para preencher os requisitos de resistência e segurança, são necessários vários segmentos para diferentes estaturas de indivíduo, ou seja, não há um segmento que sirva a todos.

Os cabos encontram-se ao lado da estrutura, não são contidos. Isto faz com que estejam mais expostos e consequentemente mais vulneráveis. Uma possível solução proposta seria a introdução de umas mangas para cobrir os segmentos das pernas e coxa. Pois, ao introduzir os cabos pelo sistema de ajuste resulta numa quebra prematura. Estes falham pela torção do aperto, e a rosca do segmento de ajuste torna-se frágil ao ser oca.

Neste projeto o conceito sensorial do solo, com sistema vibratório no braço do utilizador, “feedback”, foi desprezado por ter pontuação baixa na análise de requisitos do cliente. É preferível haver uma característica a adicionar caso o cliente o deseje, do que vir por defeito e encarecer o produto.

## ***6.2 Trabalhos futuros***

Dada a complexidade e o risco do exoesqueleto desenvolvido poder magoar o utilizador, são necessárias iterações posteriores para assegurar a eficácia e desempenho do produto. Há sistemas que provavelmente vão precisar de revisão, nomeadamente o sistema de ajuste, este poderá ser melhorado ao ponto de não precisar de tantas voltas para o seu aperto e incluir os cabos no seu interior. Vai ser preciso implementar estratégias de design para fabricação, redução do custo dos componentes feitos por medida, de modo a reduzir o número de operações necessárias para obter a peça.

O próximo passo do desenvolvimento deste produto é fazer um protótipo funcional. Então poderão ser observados pormenores a corrigir para uma possível produção em série.



Uma vez um protótipo feito, é necessário realizar todo o trabalho de programação, porque sem este o exoesqueleto é apenas uma estrutura inanimada. A programação deste terá de passar por várias fases, inicialmente os movimentos podem basear-se nos gráficos de posição angular das articulações em relação ao tempo. Seguidamente, será aperfeiçoado o movimento num tapete rolante com um indivíduo saudável, monitorizado por um conjunto de câmaras de modo a otimizar a marcha para as capacidades do exoesqueleto, os graus de liberdade e geometria deste. Posteriormente serão formados os vários modos de marcha. Na fase do tapete rolante também se pode verificar a viabilidade de usar umas muletas com mais sensores, estas medirem o ângulo entre o braço e o antebraço, de modo a controlar o membro inferior, dando um movimento mais de acordo à situação, mais natural, por exemplo, início e paragem da marcha. No que toca às muletas, numa fase de protótipo, podem comunicar por fio, mas é necessário desenvolver o circuito integrado por medida sem fios. Este componente necessita de ter um botão de pressão e comunicar por via de “Bluetooth” ao controlador. Finalmente, fazer o programa para emparelhar o “Smartphone”. Assim será possível controlar e ajustar os parâmetros do exoesqueleto de forma conveniente.



## Capítulo 7

### Referências

- [1] D. J. Magee, *Orthopedic Physical Assessment Enhanced Edition*, Fourth Edi., vol. 7. Saunders Elsevier, 2006.
- [2] R. Stevens, “Gray’s Anatomy for Students,” *Ann. R. Coll. Surg. Engl.*, vol. 88, no. 5, pp. 513–514, 2006.
- [3] M. P. Barroso, P. M. Arezes, L. G. Da Costa, and a. S. Miguel, “Anthropometric study of Portuguese workers,” *Int. J. Ind. Ergon.*, vol. 35, pp. 401–410, 2005.
- [4] A. Completo and F. Fonseca, *Fundamentos de Biomecânica Músculo-Esquelética e Ortopédica*. Publindústria, 2011.
- [5] K. L. Moore, *Essential Clinical Anatomy*, Fifth edit. Lippincott Williams & Wilkins, 2014.
- [6] J. L. Lelas, G. J. Merriman, P. O. Riley, and D. C. Kerrigan, “Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed,” *Gait Posture*, vol. 17, pp. 106–112, 2003.
- [7] M. W. Whittle, *Gait Analysis*, Fourth. 2007.
- [8] A. Lai, A. G. Schache, Y.-C. Lin, and M. G. Pandy, “Tendon elastic strain energy in the human ankle plantar-flexors and its role with increased running speed.,” *J. Exp. Biol.*, p. jeb.100826–, 2014.
- [9] P. D. A. Ribeiro, “Desenvolvimento de um Exosqueleto passivo para actividades fatigantes,” 2010.
- [10] R. Riener, M. Rabuffetti, and C. Frigo, “Stair ascent and descent at different inclinations,” *Gait Posture*, vol. 15, pp. 32–44, 2002.
- [11] A. Protopapadaki, W. I. Drechsler, M. C. Cramp, F. J. Coutts, and O. M. Scott, “Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals,” *Clin. Biomech.*, vol. 22, pp. 203–210, 2007.

- [12] K. M. Kerr, J. a. White, D. a. Barr, and R. a B. Mollan, "Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects," *Clin. Biomech.*, vol. 12, no. 4, pp. 236–245, 1997.
- [13] T. W. Cacciatore, O. S. Mian, A. Peters, and B. L. Day, "Neuromechanical interference of posture on movement: evidence from Alexander technique teachers rising from a chair.," *J. Neurophysiol.*, vol. 112, no. May, pp. 719–29, 2014.
- [14] W. Mathiyakom, J. L. McNitt-Gray, P. Requejo, and K. Costa, "Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints," *Clin. Biomech.*, vol. 20, pp. 105–111, 2005.
- [15] K. Wada and T. Matsui, "Optimal control model for reproducing human sitting movements on a chair and its effectiveness," *J. Biomech. Sci. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 164–179, 2013.
- [16] "Rex Bionics - Step into the Future." [Online]. Available: <http://www.rexbionics.com/>. [Accessed: 20-Apr-2011].
- [17] S. Viteckova, P. Kutilek, and M. Jirina, "Wearable lower limb robotics: A review," *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 33, no. 2, pp. 96–105, 2013.
- [18] "Center for Intelligent Mechatronics." [Online]. Available: [http://research.vuse.vanderbilt.edu/cim/research\\_orthosis.html](http://research.vuse.vanderbilt.edu/cim/research_orthosis.html). [Accessed: 09-Mar-2015].
- [19] "Indego – Powering People Forward | Parker Indego." [Online]. Available: <http://www.indego.com/indego/en/home>. [Accessed: 20-Apr-2011].
- [20] "eLEGS™ | Berkeley Robotics & Human Engineering Laboratory." [Online]. Available: <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs%E2%84%A2/>. [Accessed: 04-Mar-2015].
- [21] "Ekso Bionics - An exoskeleton bionic suit or a wearable robot that helps people walk again." [Online]. Available: <http://intl.eksobionics.com/>. [Accessed: 04-Mar-2015].
- [22] "SCML - Ekso Bionics launches new bionic suit for paraplegics." [Online]. Available: [http://www.scml.pt/en-GB/santa\\_casa\\_neuroscience\\_awards/news/neuroscience/ekso\\_bionics\\_launches](http://www.scml.pt/en-GB/santa_casa_neuroscience_awards/news/neuroscience/ekso_bionics_launches)

[\\_new\\_bionic\\_suit\\_for\\_paraplegics/](#). [Accessed: 11-Mar-2015].

- [23] H. Kawamoto, S. L. S. Lee, S. Kanbe, and Y. Sankai, "Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller," *SMC'03 Conf. Proceedings. 2003 IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern. Conf. Theme - Syst. Secur. Assur. (Cat. No.03CH37483)*, vol. 2, pp. 1648–1653, 2003.
- [24] "CYBERDYNE." [Online]. Available: <http://www.cyberdyne.jp/english/>. [Accessed: 04-Mar-2015].
- [25] "ReWalk." [Online]. Available: <http://www.rewalk.com/>. [Accessed: 20-Apr-2011].
- [26] H. K. Kwa, J. H. Noorden, M. Missel, T. Craig, J. E. Pratt, and P. D. Neuhaus, "Development of the IHMC mobility assist exoskeleton," in *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2009, pp. 2556–2562.
- [27] "X1 Mina Exoskeleton — Robotics Lab." [Online]. Available: <http://robots.ihmc.us/x1-mina-exoskeleton/>. [Accessed: 04-Mar-2015].
- [28] C. a M. Doorenbosch, "Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles," *J. Biomech.*, vol. 27, no. 11, pp. 1299–1307, 1994.
- [29] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz, "Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 37, no. 6, pp. 693–700, 2000.
- [30] M. Cestari, D. Sanz-Merodio, J. C. Arevalo, and E. Garcia, "An Adjustable Compliant Joint for Lower-Limb Exoskeletons," *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 20, no. 2, pp. 889–898, 2014.
- [31] "Regulations on Building a Lithium-ion Pack – Battery University." [Online]. Available: [http://batteryuniversity.com/learn/article/building\\_a\\_lithium\\_ion\\_pack](http://batteryuniversity.com/learn/article/building_a_lithium_ion_pack). [Accessed: 07-Apr-2015].
- [32] M. Ecker, J. B. Gerschler, J. Vogel, S. Käbitz, F. Hust, P. Dechent, and D. U. Sauer, "Development of a lifetime prediction model for lithium-ion batteries based on extended accelerated aging test data," *J. Power Sources*, vol. 215, pp. 248–257, 2012.

- [33] “ASM Material Data Sheet 7075.” [Online]. Available: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MA7075T6>. [Accessed: 30-Jun-2015].
- [34] “ASM Material Data Sheet 2014.” [Online]. Available: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MA2014T6>. [Accessed: 30-Jun-2015].
- [35] “ASM Material Data Sheet 4130.” [Online]. Available: <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=m4130r>. [Accessed: 30-Jun-2015].
- [36] “PC-ABS FDM Thermoplastic Material, Fortus FDM Materials | Stratasys.” [Online]. Available: <http://www.stratasys.com/materials/fdm/pc-abs>. [Accessed: 26-Aug-2015].
- [37] “Arduino - IntelGalileoGen2.” [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/ArduinoCertified/IntelGalileoGen2#>. [Accessed: 06-Oct-2015].

## Anexos

## Anexo A – Matriz QFD

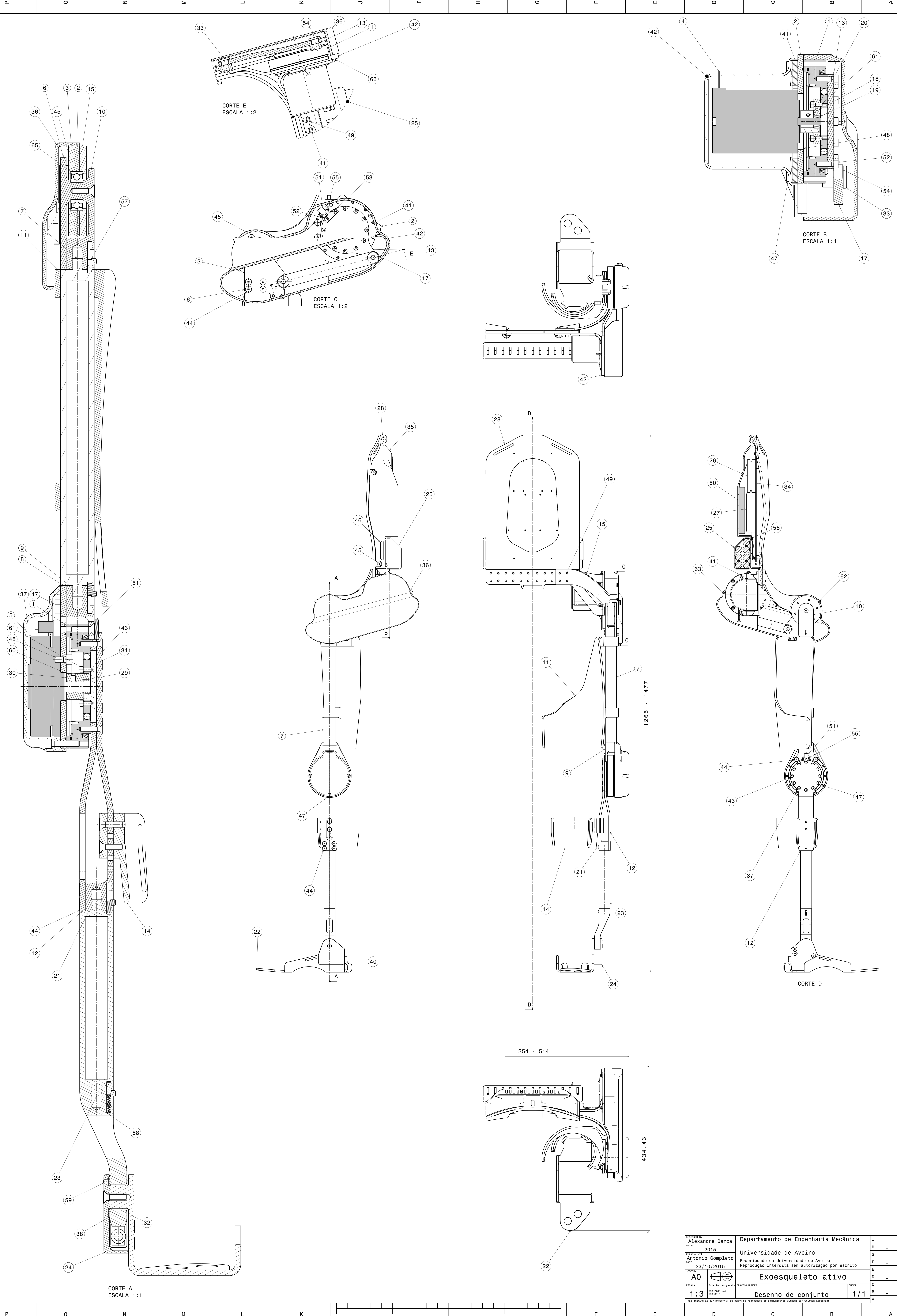
### Primeira Matriz da Qualidade (casa da qualidade)

Análise Matriz de Qualidade (caso da qualidade)														
Direcionador de melhoria														
Correlação														
Correlação entre requisitos de cliente e de produto														
Direcionador de melhoria >>>>														
Bechmarking de Mercado														
RC: Requisitos do Cliente														
Comforto segurança e performance														
Autonomia do utilizador														
Interface com o utilizador														
Versatilidade														
Custo														
Grau de importância (req. produto)														
Percentual														
Unidade														
Bechmarking Técnico de Produto														
Plano (valor meta)														
Dificuldade Técnica / Reutilização														
RP: Requisitos do Produto (Qualidade Projetada / Características Técnicas do Produto)														





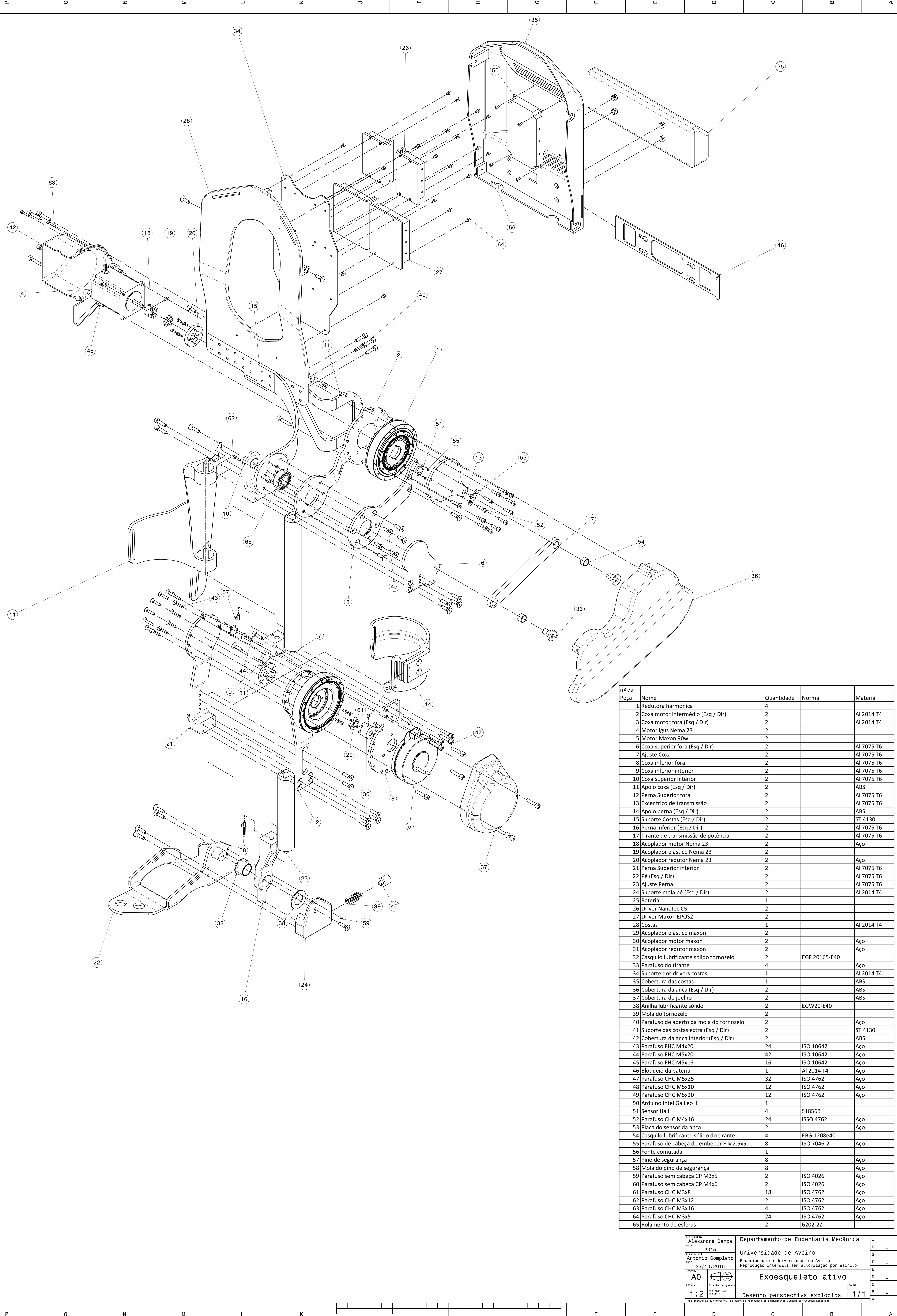
## **Anexo B – Desenho de conjunto**



DESIGNED BY: Alexandre Barca		Departamento de Engenharia Mecânica		I	-
DATE: 2015		Universidade de Aveiro		H	-
DESIGNED BY: António Completo		Propriedade da Universidade de Aveiro		G	-
DATE: 23/10/2015		Reprodução interdita sem autorização por escrito		F	-
FORMATO: A0		Exoesqueleto ativo		E	-
ESCALA: 1:3		Desenho de conjunto		D	-
This drawing is our property. It can't be reproduced or communicated without our written agreement.		1/1		C	-
				B	-
				A	-

## **Anexo C – Desenho de Montagem**





n.º da Peça	Nome	Quantidade	Norma	Material
1	Redutora harmónica	4		
2	Coxa motor intermédio (Esq / Dir)	2		Al 2014 T4
3	Coxa motor fora (Esq / Dir)	2		Al 2014 T4
4	Motor igus Nema 23	2		
5	Motor Maxon 90w	2		
6	Coxa superior fora (Esq / Dir)	2		Al 7075 T6
7	Ajuste Coxa	2		Al 7075 T6
8	Coxa inferior fora	2		Al 7075 T6
9	Coxa inferior interior	2		Al 7075 T6
10	Coxa superior interior	2		Al 7075 T6
11	Apoio coxa (Esq / Dir)	2		ABS
12	Perna Superior fora	2		Al 7075 T6
13	Excentrico de transmissão	2		Al 7075 T6
14	Apoio perna (Esq / Dir)	2		ABS
15	Suporte Costas (Esq / Dir)	2		ST 4130
16	Perna inferior (Esq / Dir)	2		Al 7075 T6
17	Tirante de transmissão de potência	2		Al 7075 T6
18	Acoplador motor Nema 23	2		Aço
19	Acoplador elástico Nema 23	2		
20	Acoplador redutor Nema 23	2		Aço
21	Perna Superior interior	2		Al 7075 T6
22	Pé (Esq / Dir)	2		Al 7075 T6
23	Ajuste Perna	2		Al 7075 T6
24	Suporte mola pé (Esq / Dir)	2		Al 2014 T4
25	Bateria	1		
26	Driver Nanotec C5	2		
27	Driver Maxon EPOS2	2		
28	Costas	1		Al 2014 T4
29	Acoplador elástico maxon	2		
30	Acoplador motor maxon	2		Aço
31	Acoplador redutor maxon	2		Aço
32	Casquillo lubrificante sólido tornozelo	2	EGF 2016S-E40	
33	Parafuso do tirante	4		Aço
34	Suporte dos drivers costas	1		Al 2014 T4
35	Cobertura das costas	1		ABS
36	Cobertura da anca (Esq / Dir)	2		ABS
37	Cobertura do joelho	2		ABS
38	Anilha lubrificante sólido	2	EGW20-E40	
39	Mola do tornozelo	2		
40	Parafuso de aperto da mola do tornozelo	2		Aço
41	Suporte das costas extra (Esq / Dir)	2		ST 4130
42	Cobertura da anca interior (Esq / Dir)	2		ABS
43	Parafuso FHC M4x20	24	ISO 10642	Aço
44	Parafuso FHC M5x20	42	ISO 10642	Aço
45	Parafuso FHC M5x16	16	ISO 10642	Aço
46	Bloqueio da bateria	1	Al 2014 T4	Aço
47	Parafuso CHC M5x25	32	ISO 4762	Aço
48	Parafuso CHC M5x10	12	ISO 4762	Aço
49	Parafuso CHC M5x20	12	ISO 4762	Aço
50	Arduino Intel Galileo II	1		
51	Sensor Hall	4	S1856B	
52	Parafuso CHC M4x16	24	ISO 4762	Aço
53	Placa do sensor da anca	2		Aço
54	Casquillo lubrificante sólido do tirante	4	EBG 1208e40	
55	Parafuso de cabeça de embeber F M2.5x5	8	ISO 7046-2	Aço
56	Fonte comutada	1		
57	Pino de segurança	8		Aço
58	Mola do pino de segurança	8		Aço
59	Parafuso sem cabeça CP M3x5	2	ISO 4026	Aço
60	Parafuso sem cabeça CP M4x6	2	ISO 4026	Aço
61	Parafuso CHC M3x8	18	ISO 4762	Aço
62	Parafuso CHC M3x12	2	ISO 4762	Aço
63	Parafuso CHC M3x16	4	ISO 4762	Aço
64	Parafuso CHC M3x5	24	ISO 4762	Aço
65	Rolamento de esferas	2	6202-2Z	

DESIGNED BY:  
Alexandre Barca  
DATE:  
2015

REVIEWED BY:  
António Completo  
DATE:  
23/10/2015

FORMATO:  
A0

ESCALA:  
1:2

PROJEÇÃO EM 1.ª ANGULAR

ISO 2768 - MK  
ISO 8015

Departimento de Engenharia Mecânica  
Universidade de Aveiro  
Propriedade da Universidade de Aveiro  
Reprodução interdita sem autorização por escrito

Exoesqueleto ativo

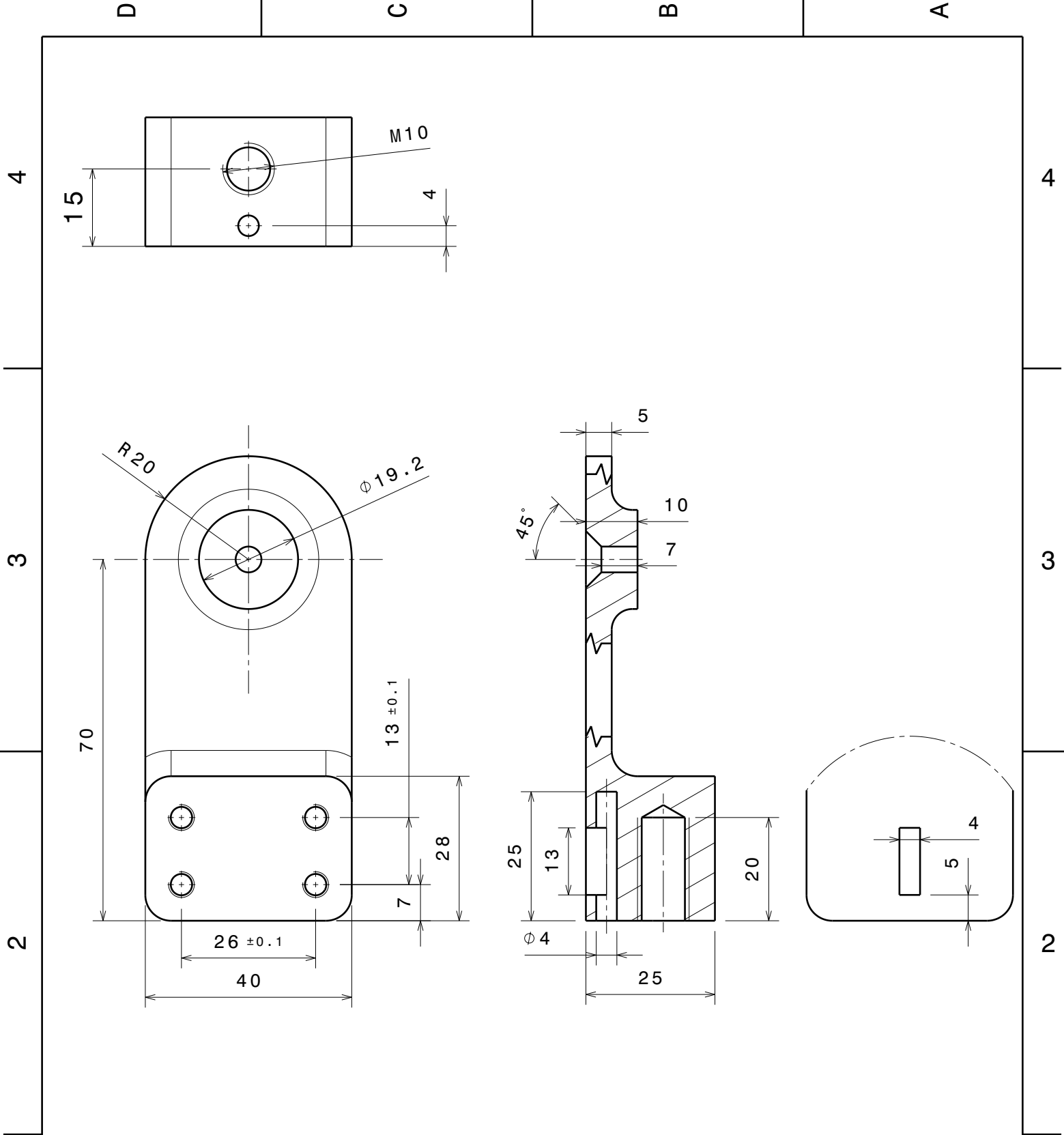
Desenho perspectiva explodida 1/1

I  
H  
G  
F  
E  
D  
C  
B  
A

-  
-  
-  
-  
-  
-  
-  
-  
-

This drawing is our property. It can't be reproduced or communicated without our written agreement.

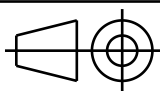
## **Anexo D – Desenhos de Definição**



DESIGNED BY:  
**Alexandre Barca**  
DATE:  
**2015**

MATERIAL  
**AL 7075 T6**

TAMANHO  
**A4**



ESCALA  
**1:1**

Tolerâncias gerais  
ISO 2768 -mK  
ISO 8015

**Departamento de Engenharia Mecânica**

**Universidade de Aveiro**

Propriedade da Universidade de Aveiro  
Reprodução interdita sem autorização por escrito

**Exoesqueleto ativo**

PEÇA  
**Anca superior interior**

SHEET  
**1/1**

I	—
H	—
G	—
F	—
E	—
D	—
C	—
B	—
A	—

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

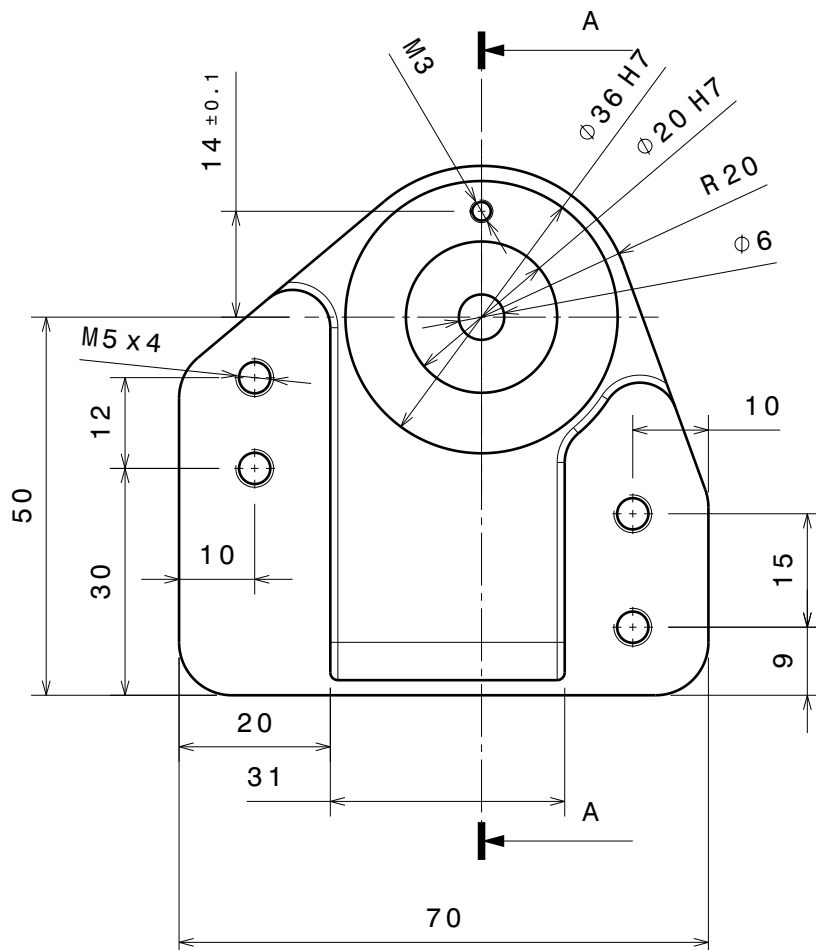
1


1

D

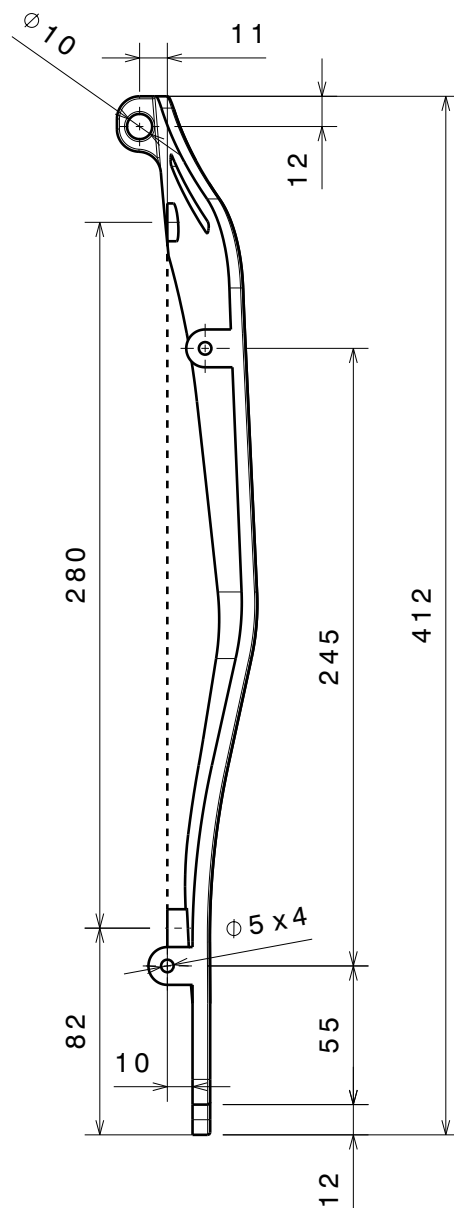
A

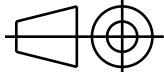


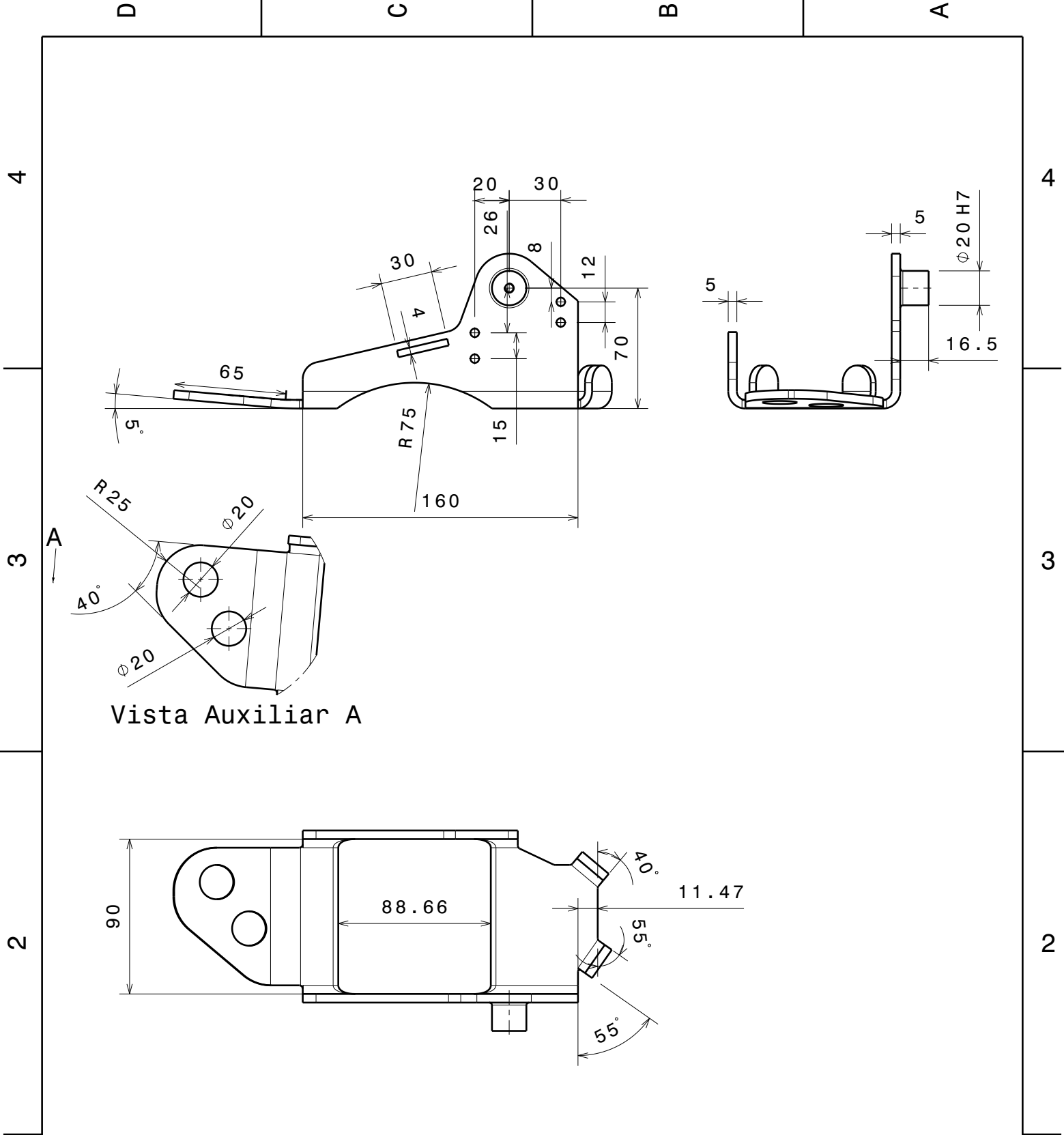


DESIGNED BY: <b>Alexandre Barca</b>		Departamento de Engenharia Mecânica	I	—	
DATE: <b>2015</b>			H	—	
MATERIAL <b>AL 2014 T4</b>		Universidade de Aveiro  Propriedade da Universidade de Aveiro Reprodução interdita sem autorização por escrito	G	—	
			F	—	
TAMANHO		<b>Exoesqueleto ativo</b>	E	—	
<b>A4</b>			D	—	
ESCALA	Tolerâncias gerais	<b>Caixa da mola do tornozelo</b>	C	—	
<b>1:1</b>	ISO 2768 -mK ISO 8015		SHEET	<b>1/1</b>	B
This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.			A	—	





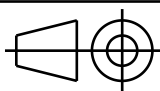
DESIGNED BY: <b>Alexandre Barca</b>		Departamento de Engenharia Mecânica		I	—
DATE: <b>2015</b>				H	—
MATERIAL <b>AL 2014 T4</b>		Universidade de Aveiro  Propriedade da Universidade de Aveiro Reprodução interdita sem autorização por escrito		G	—
				F	—
TAMANHO <b>A4</b>		<b>Exoesqueleto ativo</b>		E	—
ESCALA <b>1:3</b>	Tolerâncias gerais  ISO 2768 -mK ISO 8015			D	—
		<b>Estrutura costas</b>		C	—
				B	—
		SHEET <b>1 / 1</b>		A	—
This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.					



DESIGNED BY:  
**Alexandre Barca**  
DATE:  
**2015**

MATERIAL  
**AL 7075 T6**

TAMANHO  
**A4**



ESCALA  
**1:3**

Tolerâncias gerais  
ISO 2768 -mK  
ISO 8015

**Departamento de Engenharia Mecânica**

**Universidade de Aveiro**

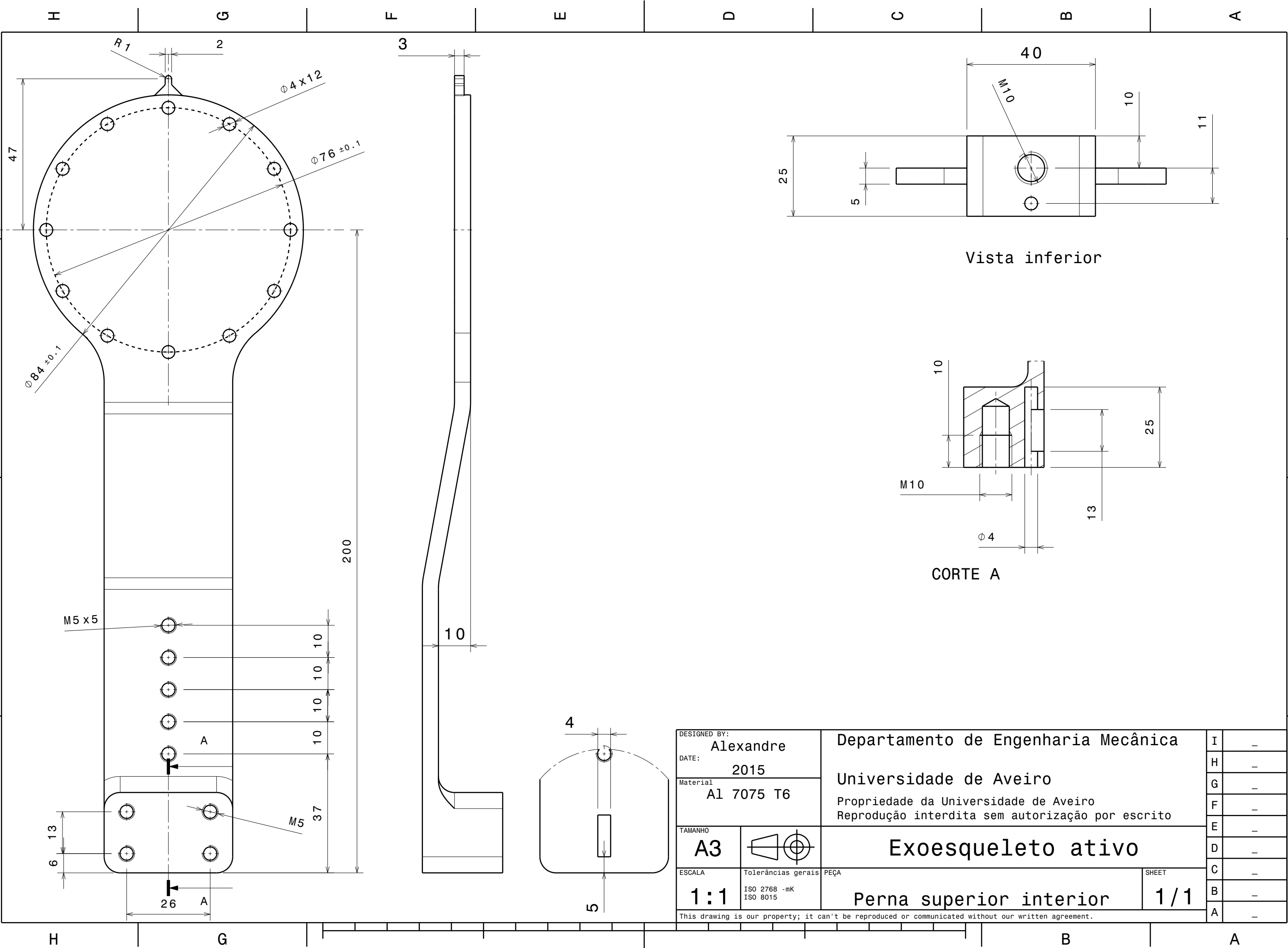
Propriedade da Universidade de Aveiro  
Reprodução interdita sem autorização por escrito

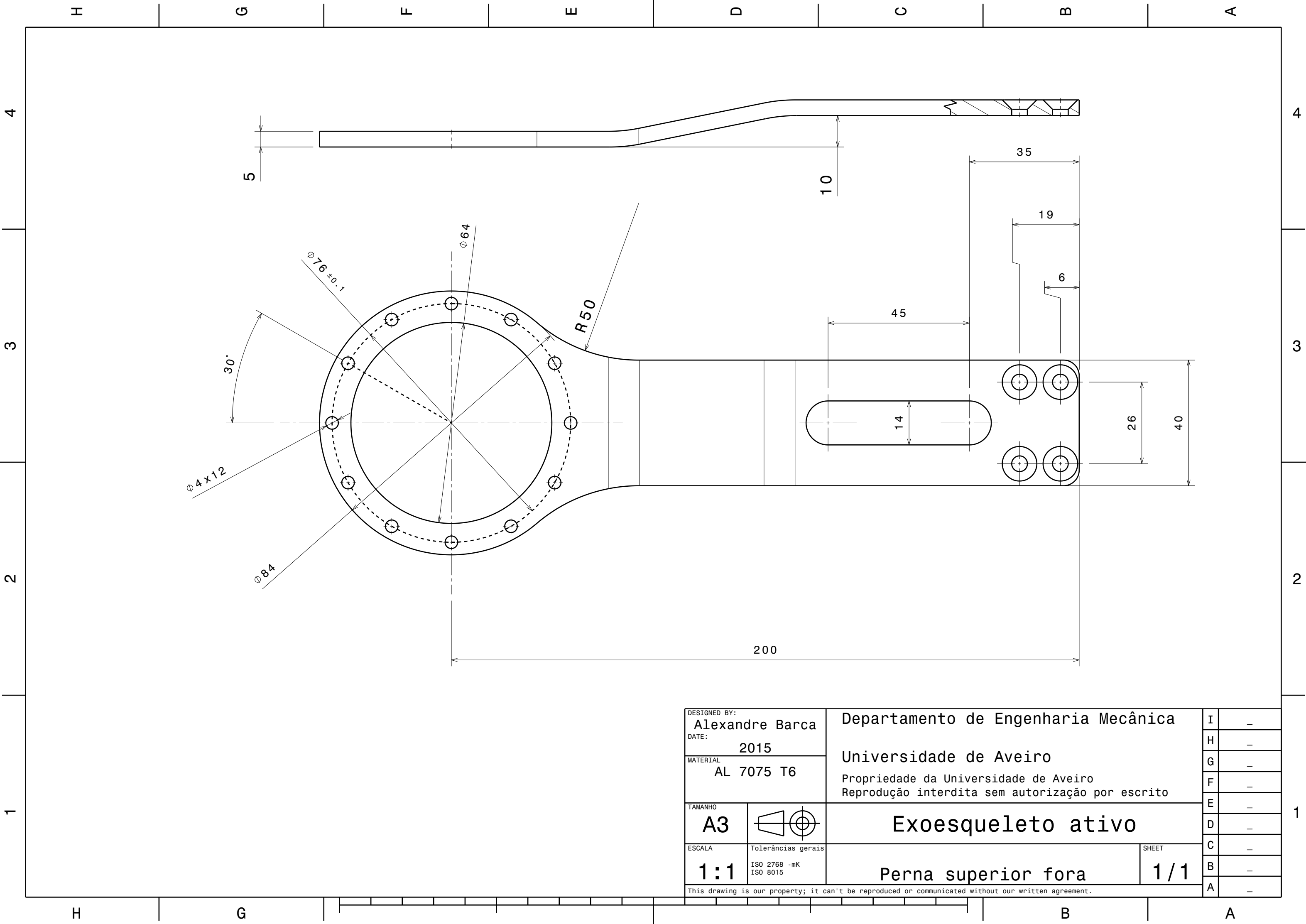
**Exoesqueleto ativo**

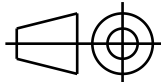
**Pé**

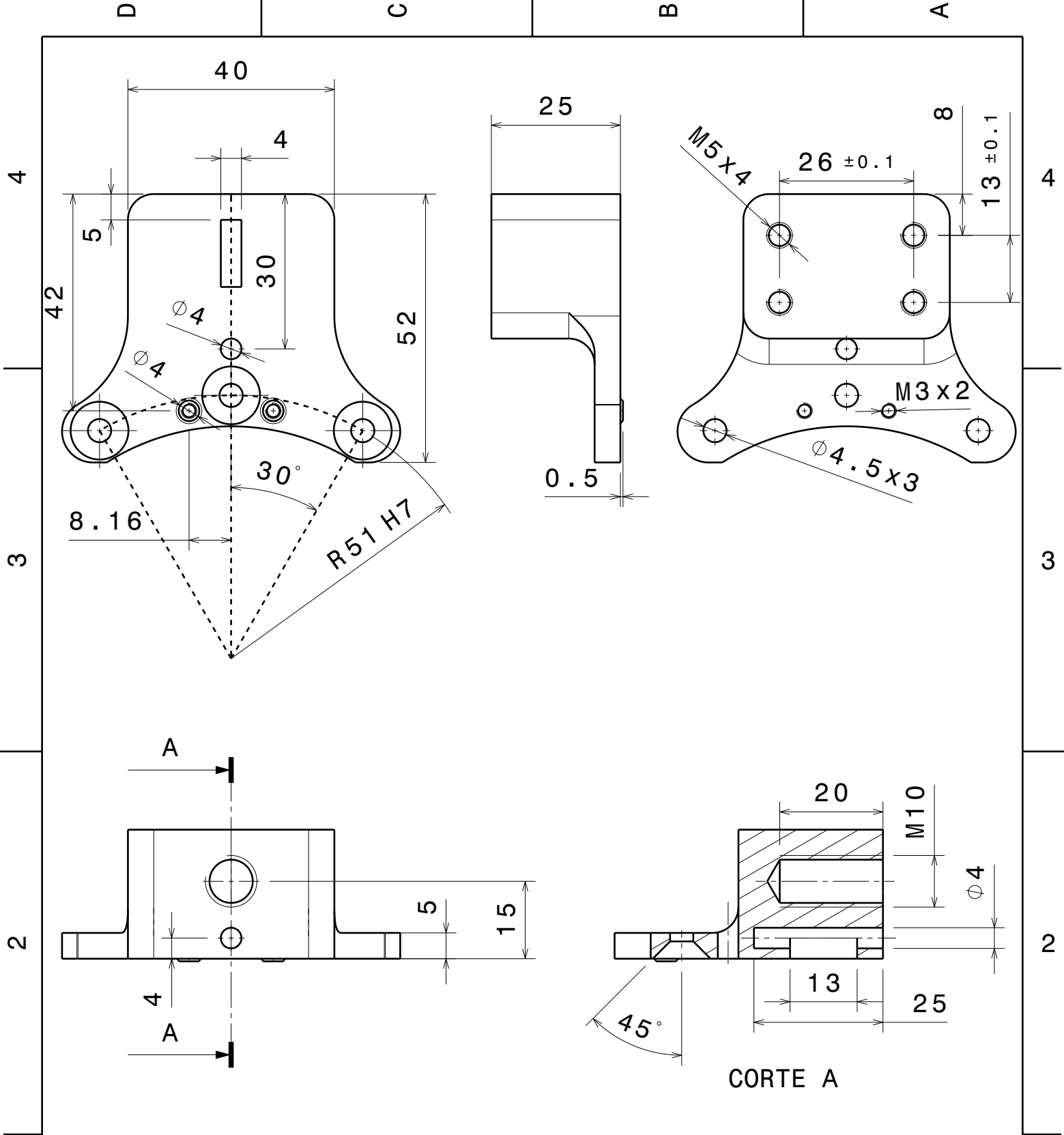
SHEET  
**1 / 1**

I	—
H	—
G	—
F	—
E	—
D	—
C	—
B	—
A	—





DESIGNED BY: Alexandre Barca		Departamento de Engenharia Mecânica		I	–
DATE: 2015				H	–
MATERIAL AL 7075 T6		Universidade de Aveiro Propriedade da Universidade de Aveiro Reprodução interdita sem autorização por escrito		G	–
TAMANHO A3				F	–
		Exoesqueleto ativo		E	–
ESCALA 1:1				D	–
Tolerâncias gerais ISO 2768 -mK ISO 8015		Perna superior fora		C	–
				B	–
				A	–
This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.					

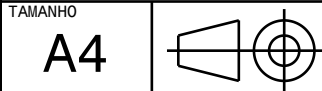


DESIGNED BY:  
Alexandre Barca

DATE:  
2015

MATERIAL  
AL 7075 T6

TAMANHO  
A4



ESCALA  
1:1

Tolerâncias gerais  
ISO 2768 -mK  
ISO 8015

Departamento de Engenharia Mecânica

Universidade de Aveiro

Propriedade da Universidade de Aveiro  
Reprodução interdita sem autorização por escrito

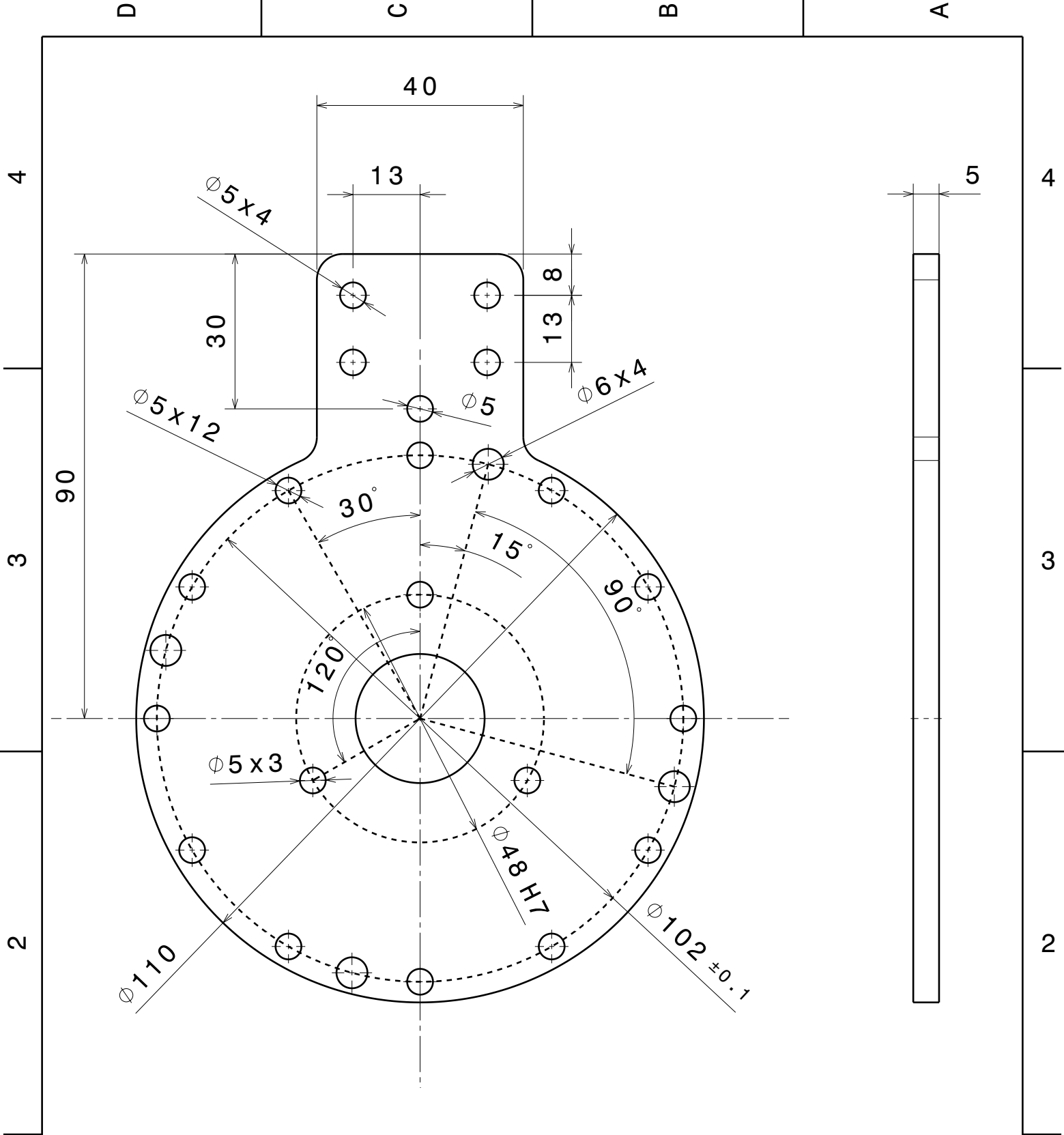
Exoesqueleto ativo

DRAWING NUMBER  
Perna superior interior

SHEET  
1/1

I	-
H	-
G	-
F	-
E	-
D	-
C	-
B	-
A	-

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.



DESIGNED BY:  
**Alexandre Barca**  
DATE:  
**2015**

MATERIAL  
**AL 7075 T6**

TAMANHO  
**A4**

ESCALA  
**1:1**

**Departamento de Engenharia Mecânica**  
**Universidade de Aveiro**  
Propriedade da Universidade de Aveiro  
Reprodução interdita sem autorização por escrito

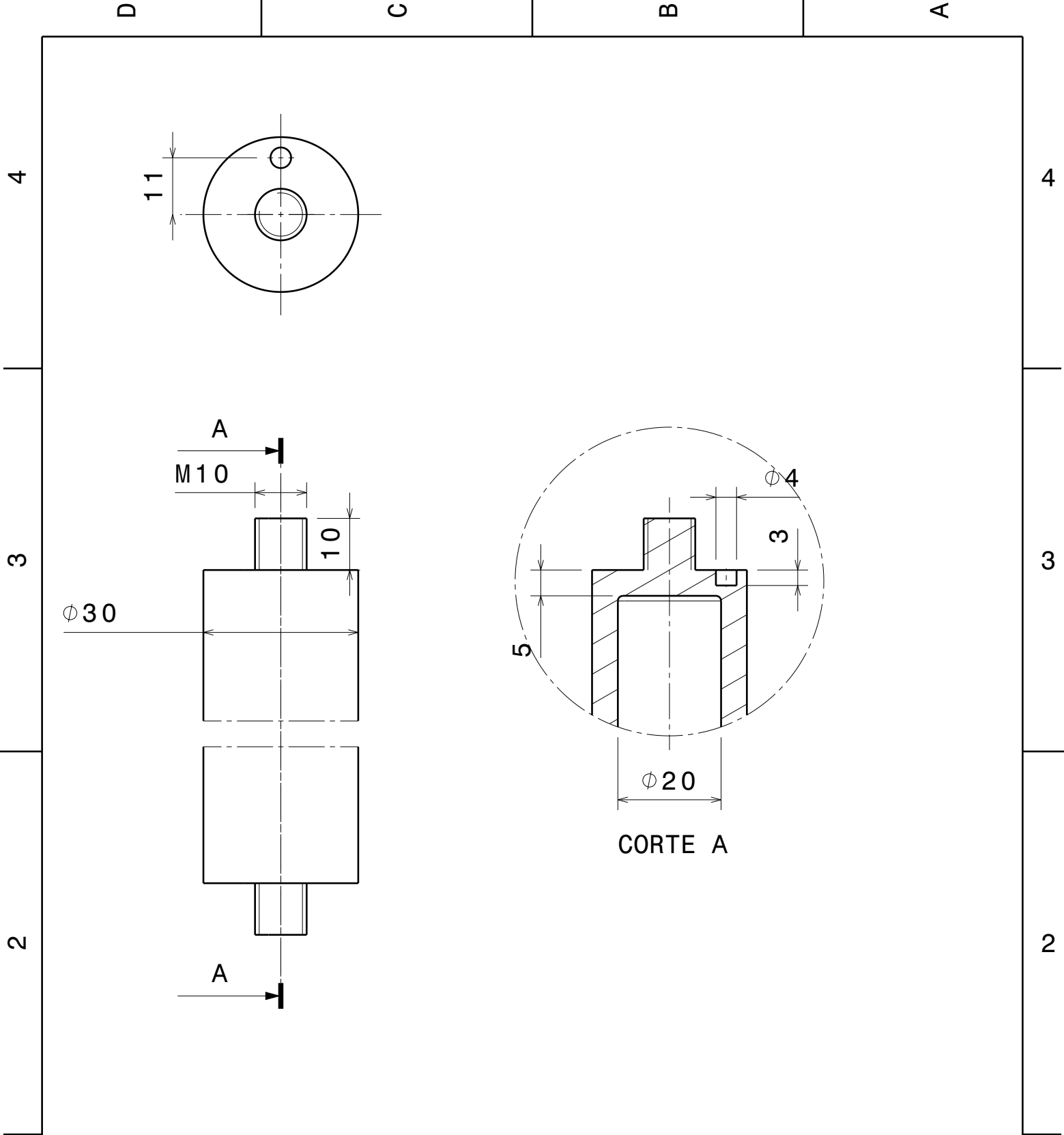
**Exoesqueleto ativo**

**Perna superior fora**

SHEET  
**1/1**

I	—
H	—
G	—
F	—
E	—
D	—
C	—
B	—
A	—

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

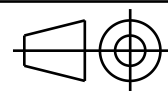


DESIGNED BY:  
**Alexandre Barca**  
DATE:  
**2015**

MATERIAL  
**AL 7075 T6**

TAMANHO  
**A4**

ESCALA  
**1:1**



Tolerâncias gerais  
ISO 2768 -mK  
ISO 8015

**Departamento de Engenharia Mecânica**

**Universidade de Aveiro**

Propriedade da Universidade de Aveiro  
Reprodução interdita sem autorização por escrito

**Exoesqueleto ativo**

**Segmento de ajuste**

SHEET  
**1/1**

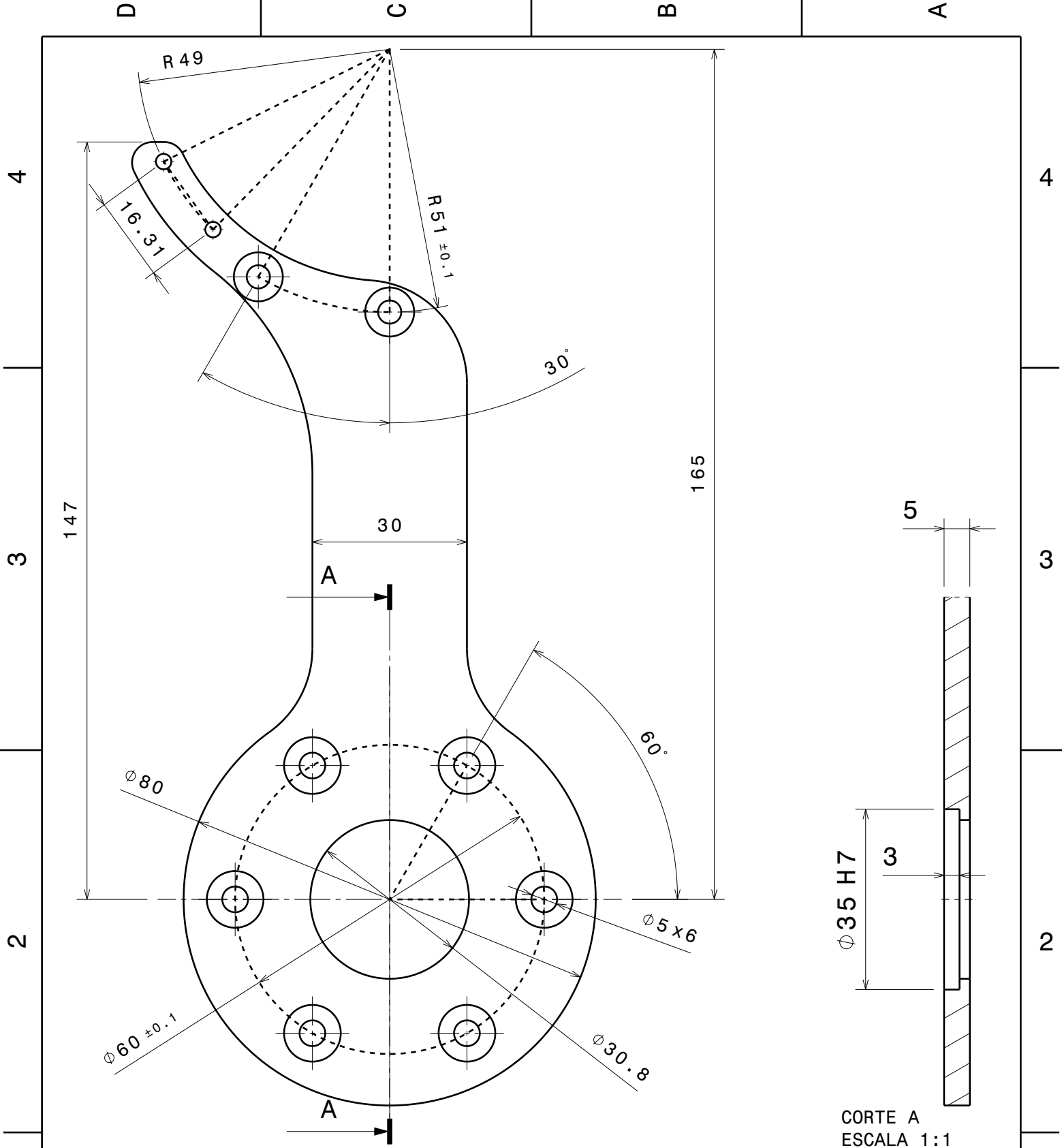
I	—
H	—
G	—
F	—
E	—
D	—
C	—
B	—
A	—

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.









DESIGNED BY:  
**Alexandre Barca**  
DATE:  
**2015**

MATERIAL  
**AL 2014 T4**

TAMANHO  
**A4**

ESCALA  
**1:1**

**Departamento de Engenharia Mecânica**

**Universidade de Aveiro**

Propriedade da Universidade de Aveiro  
Reprodução interdita sem autorização por escrito

**Exoesqueleto ativo**

**Anca motor suporte fora**

SHEET  
**1/1**

I	—
H	—
G	—
F	—
E	—
D	—
C	—
B	—
A	—

This drawing is our property; it can't be reproduced or communicated without our written agreement.

